

Kontrollen des Planungs- Bestrahlungsprozesses bei IMRT

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Würde eines Doktors der Philosophie

vorgelegt der

Philosophisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät

der Universität Basel

von

Hans Schiefer

aus Oberriet St.Gallen

Basel 2009

Genehmigt von der Philosophisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
auf Antrag von

Prof. Dr. B. Krusche

Prof. Dr. Jakob Roth

PD Dr. Uwe Schneider

Basel, den 23.6.2009

Prof. Dr. Eberhard Parlow
Dekan

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
Kapitel 1: Einleitung	3
1.1. Die Rolle der intensitätsmodulierten Radiotherapie in der modernen Strahlentherapie	3
1.2. Konsequenzen für die Qualitätssicherung	3
1.3. Die Bedeutung externer Dosimetrievergleiche für die IMRT	5
1.4. Zielsetzung dieser Arbeit	6
Kapitel 2: Das Prinzip der IMRT und deren technische Voraussetzungen	7
2.1. Die technischen Voraussetzungen der IMRT	8
2.2. Die IMRT am Kantonsspital St.Gallen.....	9
Kapitel 3: Patientenbezogene Kontrollen der IMRT am Beispiel der Klinik für Radio-Onkologie St.Gallen	11
3.1. Patientenlagerung.....	12
3.1.1. IMRT der Prostata	12
3.1.2. IMRT des Hals-Nackenbereiches.....	12
3.2. Akquisition der Bilder	12
3.2.1. Kontrollen der Bildqualität anlässlich eines externen Dosimetrievergleiches	12
3.3. Festlegung des Zielvolumens.....	13
3.3.1. Kontrolle des eingezeichneten Zielvolumens anlässlich eines Dosimetrievergleiches	13
3.4. Bestrahlungsplanung und Verifikation	13
3.4.1. Kontrolle der Bestrahlungsplanung anlässlich des geplanten Dosimetrievergleiches	15
3.5. Patientenpositionierung	15
3.5.1. IMRT der Prostata	16
3.5.2. IMRT des Hals-Nackenbereiches.....	17
3.5.3. Kontrolle der Patientenpositionierung anlässlich eines Dosimetrievergleiches	17
3.6. Bestrahlung	17
3.7. Qualitätssicherung und Dokumentation.....	17

Kapitel 4 : Spitalinterne Gerätekontrollen hinsichtlich IMRT 19

4.1. Kontrollen der Homogenität, Symmetrie und Energie eines Linearbeschleunigers hinsichtlich IMRT	20
4.1.1. <i>Einführung</i>	20
4.1.2. <i>Material und Methoden</i>	20
4.1.3. <i>Resultate</i>	23
4.1.4. <i>Diskussion</i>	28
4.2. Prüfung und Kalibration der MLC-Positionierung mit einem portalen Imagingsystem	29
4.2.1. <i>Einführung</i>	29
4.2.2. <i>Material</i>	30
4.2.3. <i>Methoden</i>	31
4.2.3.1. Erste Methode: Vergleich mit Referenzbildern	31
4.2.3.2. Zweite Methode: Vergleich des MLC-Feldrandes mit dem Feldrand des Backup-Kollimators	36
4.2.3.3. Dritte Methode: „Absolute“ Messung der Lamellenposition	39
4.2.3.4. Ein erweiterter Algorithmus zur Messungen der MLC-Positionierung und der EPID-Ausrichtung	47
4.2.4. <i>Diskussion</i>	62
4.2.5. <i>Anhang: Transformation vom Bildmatrix ins Strahlfeld-Koordinatensystem</i>	65

Kapitel 5 : Der schweizerische Dosimetrievergleich für IMRT 67

5.1. Die Bedeutung eines nationalen Dosimetrievergleiches für die Qualitätssicherung bei IMRT	67
5.2. Beispiele aus dem aktuellen Angebot an Dosimetrievergleichen.....	68
5.3. Die bisherigen Dosimetrievergleiche der SGSMP	69
5.3.1. <i>Einführung</i>	69
5.3.2. <i>Material und Methoden</i>	70
5.3.2.1. Strahlenphysikalische Eigenschaften von TLD	70
5.3.2.2. Thermische Behandlung und Auswertung von TLD	71
5.3.2.3. Kalibration und Berücksichtigung von Schwankungen der Sensitivität.....	72
5.3.2.4. Numerische Auswertung	74
5.3.2.5. Reproduzierbarkeit der TLD-Messungen	77
5.3.3. <i>Beispiel: der Dosimetrievergleich des Jahres 2007</i>	78
5.4. Erweiterte Zielsetzung des Dosimetrievergleiches der SGSMP	81
5.5. Konzipierung unter Mitwirkung der Institutionen.....	82
5.5.1. <i>Abklärung der Erwartungen an einen IMRT-Dosimetrievergleich</i>	82

5.5.2. Resultate der Umfrage.....	83
5.5.3. Erweiterte Anforderungen an ein Phantom.....	85
5.5.4. Vergleich von sechs Phantomen.....	85
5.5.5. Evaluation und Kritik der Evaluationsmethode	86
5.5.6. Eigenschaften des Thoraxphantoms von CIRS	87
5.6. Basismessungen.....	89
5.6.1. Filmdosimetrie.....	89
5.6.1.1. Physikalische Eigenschaften des EDR2-Filmes	89
5.6.1.2. Die Filmdosimetrie am Kantonsspital St. Gallen	90
5.6.1.3. Reproduzierbarkeit der Filmdosimetrie.....	92
5.6.1.4. Absolutdosimetrie mit Filmen.....	94
5.6.1.5. Kontrolle der Filmdosimetrie durch Messung von Tiefendosiskurven	94
5.6.2. Die Supralinearität der TLD im therapeutischen Dosisbereich.....	95
5.6.3. Kontrolle der absoluten TLD-Dosimetrie mit einer IMRT-Bestrahlung in einem..... homogenen Transferphantom	97
5.6.4. Messungen zur Berücksichtigung der beim CT-Scan anfallenden Dosis	100
5.6.4.1. Material und Methoden	100
5.6.4.2. Auswertung und Resultate.....	101
5.6.5. Einfluss von Schwankungen der CT-Dichte in longitudinaler Richtung auf die Dosisverteilung.....	103
5.6.5.1. Material und Methoden	103
5.6.5.2. Resultate	105
5.6.6. Kontrolle der Absolutdosimetrie durch Messungen im Thoraxphantom	107
5.6.6.1. Zielsetzung	107
5.6.6.2. Material und Methoden	107
5.6.6.3. Resultate.....	109
5.7. Test des IMRT-Dosimetrievergleiches im Rahmen eines Pilotversuches.....	111
5.7.1. Ziel des Pilotversuches	111
5.7.2. MC-Berechnungen in der Strahlentherapie.....	112
5.7.3. Material und Methoden	113
5.7.3.1. Akquisition des CT-Bilddatensatzes	114
5.7.3.2. Verwendete Planungssysteme und Rechenalgorithmen	114
5.7.3.3. Parameter der MC-Berechnungen	117
5.7.3.4. Bestrahlungsparameter	117
5.7.3.5. TLD-Dosimetrie	118
5.7.4. Resultate	119
5.7.4.1. Vergleich der TLD-Messungen mit MC-Berechnungen	119
5.7.4.2. Vergleich der von den Institutionen berechneten Dosen mit MC-Berechnungen	122
5.7.4.3. Filmdosimetrie	125

5.7.4.4. Schlussfolgerungen für den IMRT-Dosimetrievergleich	125
5.8. Durchführung des IMRT-Dosimetrievergleiches	127
5.8.1. Ziel des IMRT-Dosimetrievergleiches	127
5.8.2. Material und Methoden	127
5.8.2.1. Messmittel	127
5.8.2.2. Konturierung der Planungsstrukturen	129
5.8.2.3. Bestrahlung unter angenäherten Standardbedingungen	130
5.8.2.4. IMRT- oder 3D-CRT-Plan	132
5.8.3. Resultate	133
5.8.3.1. Allgemeine Bemerkungen	133
5.8.3.2. Messungen in allen sieben Strukturen	134
5.8.3.3. Messungen im Normal- und Lungengewebe des PTV	136
5.8.3.4. Vergleich von vier Eclipse PBC- und AAA-Auswertungen	136
5.8.3.5. Diskussion	140
Kapitel 6: Topologische Methoden für einen objektiven Vergleich von Strukturen	143
6.1. Einleitung	143
6.2. Methoden	144
6.3. Beurteilung des Wertes von MR-Aufnahmen zum Einzeichnen der Prostata	148
6.3.1 Festlegung von Konturierungsregeln	148
6.3.2. Inkrementielle Weiterbildung	149
6.4. Diskussion	150
Kapitel 7: Schlussfolgerungen und Ausblick	153
Literaturverzeichnis	157
Abkürzungen	167
Danksagungen	171
Lebenslauf	172
Anhänge	
Anhang zu 5.3.3.: Anleitung zum Dosimetrievergleich 2007	
Anhang zu 5.5.1.: Fragebogen zu den Erwartungen der Institutionen	
Anhang zu 5.5.2.: Gegenüberstellung von 6 käuflichen IMRT-Phantomen	
Anhang zu 5.7.: Anweisung für den Pilotversuch	
Anhang zu 5.8.: Anweisung für den IMRT-Dosimetrievergleich	
Anhang zu 5.8.2.: Questionary	
Anhang zu 5.8.3. Report	

Zusammenfassung

Die Bestrahlungstechnik der IMRT (Intensitätsmodulierte Radiotherapie) hat sich bis zum Jahr 2009 in den meisten radio-onkologischen Institutionen der Schweiz als Bestrahlungstechnik der Wahl bei komplexen anatomischen Gegebenheiten etabliert. In den ersten drei Kapiteln dieser Arbeit werden das Prinzip der IMRT, die technischen Voraussetzungen und die erforderlichen patientenbezogenen Kontrollen vorgestellt.

Voraussetzung zur Anwendung dieser anspruchsvollen Bestrahlungstechnik sind unter anderem Qualitätskontrollen für jedes Glied der Planungs-Bestrahlungskette, die den sich laufend verändernden Ansprüchen Rechnung tragen. Das vierte Kapitel widmet sich einigen im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Gerätekontrollen, die auf der Verwendung eines EPID (engl.: *electronic protal imaging device*) basieren: Im Kapitel 4.1. werden Methoden vorgestellt, mit denen die Konstanz der Homogenität, Symmetrie und Energie der Photonen- oder Elektronenfelder überprüft werden kann. Während der Bildaufnahme liegt ein Plexiglas-Stufenkeil auf dem EPID. Die gewonnenen Bilder werden pixelweise mit Referenzbildern verglichen, und ein Differenzbild wird berechnet. An Regionen, die in der Nähe der Feldränder und in der Feldmitte liegen, werden die durchschnittlichen Pixelwerte ermittelt. Sie ermöglichen zusammen mit dem Differenzbild Rückschlüsse auf die Symmetrie und Homogenität des Strahlenfeldes. Die Abschwächung des Signals über den Stufen ist ein Mass für die Energie des applizierten Feldes. Die vorgestellten Kontrollen sind zeiteffizient, ohne dass dabei Genauigkeit preisgegeben werden muss.

Im Kapitel 4.2. werden drei Methoden für die Kontrolle der Lamellenpositionen der MLC (engl.: *Multi-Leaf Colimator*) präsentiert. Bei der Abstrahlung von IMRT-Plänen formen die Lamellen teilweise sehr kleine Felder. Schon geringe Abweichungen der Lamellen von der Sollposition haben erheblichen Einfluss auf die applizierte Dosis. Kontrollen der Lamellenpositionen müssen deshalb auch Abweichungen deutlich unter einem Millimeter detektieren können. Im Programm „MLC check“ sind drei prinzipiell unterschiedliche Methoden realisiert: Die erste Methode vergleicht ein Set aktuell aufgenommener Bilder von durch die Lamellen geformten Feldern mit Referenzbildern. Abweichungen in der Positionierung des EPID werden durch Lokalisierung der Signale zweier Marker berücksichtigt, die in einer Trägerplatte eingebracht sind. Die zweite Methode misst die Lamellenpositionen relativ zum dazugehörigen Backup-Kollimator. Die dritte Methode definiert mittels der im EPID-Bild dargestellten Marker das zugrunde liegende Koordinatensystem des Strahlenfeldes und misst anschliessend die Positionen der Lamellenspitzen.

Werden zwei Marker verwendet, können Verkipnungen des EPID nicht berücksichtigt werden. Deshalb wird eine auf mindestens drei Markern basierende Methode vorgestellt, die auch Verkipnungen des EPID einbezieht. Sie erlaubt es zudem, drei Parameter für Translationen und drei weitere Parameter für Rotationen zu berechnen, welche die Position des EPID beschreiben. Anhand von Simulationen werden theoretische Überlegungen zur erwarteten Messgenauigkeit angestellt. Messungen und die Implementierung der neuen Messmethode in „MLC check“ sind später vorgesehen.

Die Bedeutung einer regelmässig stattfindenden Kontrolle eines Parameters oder mehrerer Parameter durch eine externe Instanz ist allgemein anerkannt. In der Schweiz bietet die SGSMP (Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik) jährlich einen Dosimetrievergleich an, der eine Überprüfung der Maschinenkalibration und eines weiteren grundlegenden Dosisparameters zum Gegenstand hat. Der Dosimetrievergleich wird vom Physikteam des Kantonsspitals St.Gallen unter der Verantwortung des Autors durchgeführt. Um der zunehmenden Bedeutung der IMRT Rechnung zu tragen, wurde entschieden, den Dosimetrievergleich des Jahres 2008 auf die gesamte Planungs-Bestrahlungskette der IMRT auszuweiten. Dabei sollte die Fähigkeit der verwendeten Dosisberechnungsalgorithmen getestet werden, Inhomogenitäten im Bereich des Thorax adäquat zu berücksichtigen. Wiederum übernahm das Team des Kantonsspitals St.Gallen unter Leitung des

Autors die Verantwortung für die Planung und Durchführung. Der IMRT-Dosimetrievergleich bildet den wesentlichen Teil dieser Arbeit. Im Rahmen einer Umfrage wurden die Erwartungen der Institutionen abgeklärt und wurde ein passendes Phantom evaluiert.

In einem Pilotversuch, an dem sechs Institutionen teilnahmen, wurden das Prozedere und die auf TLD-(Thermolumineszenzdosimeter) und Filmmessungen basierenden Messungen getestet. Die Bestrahlung wurde mit einem einfachen Stehfeld durchgeführt, das unter einem Gantrywinkel von 90° auf das Thoraxphantom abgestrahlt wurde. Das Physikteam des Inselspitals Bern bestätigte mittels Monte-Carlo-Berechnungen die Richtigkeit der TLD-Messungen. Der IMRT-Dosimetrievergleich der SGSMP wurde in der Zeit vom Juli 2008 bis Februar 2009 durchgeführt. Alle 23 in der Schweiz tätigen radioonkologischen Institutionen nahmen mindestens einmal am Vergleich teil. Für die Berechnung der Dosisverteilung verwendeten einige Institutionen zwei verschiedene Rechenalgorithmen. Insgesamt konnten so 30 Planungs-Bestrahlungs-Kombinationen untersucht werden. Zur Auswertung wurden die Rechenalgorithmen in Typ-a und Typ-b Algorithmen klassiert. Im Gegensatz zu Typ-a Algorithmen berücksichtigen Typ-b Algorithmen die dreidimensionale Dichteverteilung und sind fähig, den Transport der Sekundärelektronen adäquat zu berechnen. Der Dosimetrievergleich hat dies klar bestätigt.

Für den auf die verschriebene Dosis bezogenen Unterschied zwischen angegebener und gemessener Dosis wurde das verbreitete Akzeptanzkriterium von 5 % verwendet. Von den Typ-a Berechnungen wurde es in 75 von 84 Vergleichen (89 %) erfüllt. Wurden die Messungen im Lungenbereich des PTV nicht berücksichtigt, waren es noch 69 von 72 Vergleichen (96 %). Bei den Typ-b Algorithmen erfüllten 124 von 126 Vergleichen das Kriterium (98.5 %). Ausserhalb des Lungengewebes waren beide Typen gleichermaßen zuverlässig. Die erreichten Resultate sind ausserordentlich erfreulich und belegen die hohe Qualität der in den radioonkologischen Institutionen der Schweiz betriebenen Dosimetrie.

Die fachgerechte Konturierung des Tumors in den für die Planung verwendeten CT-Schnitten (Computer-Tomografie) stellt eines der drängendsten Probleme der Radiotherapie dar. Einerseits stellt sich der Tumor in den Bildern oft nur unklar dar, andererseits bedarf es eines erheblichen Aufwandes, innerhalb eines Teams – geschweige denn zwischen verschiedenen Institutionen – einen auf klaren Regeln basierenden Konsens zu finden, der möglichst vielen klinischen Krankheitsbildern gerecht wird. Während des Dosimetrievergleichs konnte diesem Aspekt, wie z.B. auch den bei der Lagerung des Patienten auftretenden Schwierigkeiten, keine Rechnung getragen werden.

Im sechsten Kapitel dieser Arbeit werden auf topologischen Regeln beruhende Methoden für den Vergleich zwischen Strukturen vorgestellt. Diese sind nicht nur empfindlich auf Volumenunterschiede, sondern auch auf relative Lageunterschiede ansonsten identischer Strukturen. So misst die Koinzidenzzahl c_v die Übereinstimmung mehrerer Strukturen. Für deckungsgleiche Strukturen nimmt c_v den Wert eins, für vollkommen auseinander liegende Strukturen den Wert null an. Weitere topologische Grössen beschreiben die Übereinstimmung zweier Strukturen untereinander oder die Übereinstimmung einer Struktur mit mehreren anderen Strukturen. Losgelöst von dieser Arbeit wurden die Vergleichsmethoden verwendet, um den Konturierungsprozess im Rahmen der Prostata-Brachytherapie zu vereinheitlichen. Hier wird eine geplante Anwendung für die externe Radiotherapie des Prostatakarzinoms vorgestellt. Mit Hilfe der topologischen Vergleichsmethoden soll geklärt werden, inwiefern an CT-Bilder angepasste (fusionierte) MR-Bilder (Magnetresonanz) beim Konturieren der Prostata hilfreich sind. Mehrere Personen zeichnen die Prostata zuerst nur mit den CT-Bildern, anschliessend erneut mit CT- und MR-Bildern ein. Die Übereinstimmung beider Sets von Bildern wird durch die Koinzidenzzahl ausgedrückt. Falls die zusätzliche Verwendung von MR-Bildern zu einer signifikanten Verbesserung der Übereinstimmung führt, werden beim Vorliegen eines Prostatakarzinoms in Zukunft standardmässig beide Bildmodalitäten angefordert.

Kapitel 1

Einleitung

1.1. Die Rolle der intensitätsmodulierten Radiotherapie in der modernen Strahlentherapie

Zur Bekämpfung von Tumoren stehen mit der Chemotherapie, der Chirurgie und der Radiotherapie drei prinzipiell unterschiedliche Therapieformen zur Verfügung. Während die Chemotherapie eine systemische Therapieform darstellt, werden Chirurgie und Radiotherapie zur lokalen Kontrolle des Tumorgeschehens verwendet. In vielen Fällen werden diese Therapieformen kombiniert angewandt. Der Entscheid über die individuell geeignete Therapie wird interdisziplinär getroffen.

Das Ziel der Radiotherapie besteht darin, den Tumor zu vernichten, wobei das umgebende gesunde Gewebe möglichst geschont werden soll [1]. Mit der IMRT (intensitätsmodulierte Radiotherapie) steht ein wertvolles Werkzeug zur Verfügung, mit dem diese Vorgabe besser erfüllt werden kann, als dies mit den herkömmlichen Bestrahlungstechniken möglich ist. Die Berechnung der Strahlfeldsequenzen erfolgt computergestützt durch „inverse Planung“. Dabei berücksichtigt das Planungssystem strahlenbiologische Randbedingungen (engl.: *dose constraints*) für den Tumor und die angrenzenden kritischen Organe. Dieses Vorgehen steigert den Komplexitätsgrad der Behandlungskette im Vergleich zu den herkömmlichen Techniken erheblich.

1.2. Konsequenzen für die Qualitätssicherung

An die für die IMRT eingesetzten Geräte und an die Reproduzierbarkeit der Patientenzurücklagerung werden erhöhte Anforderungen gestellt. Die Qualitätssicherungsmethoden für IMRT müssen angepasst werden, wodurch sich der Aufwand der Kontrollen entsprechend erhöht [2] (→ Tabelle 1.2.).

Tab. 1.2. (nächste Seite): Zusammenstellung der zusätzlichen Qualitätssicherungsmaßnahmen und Anforderungen, die sich im Falle der sIMRT (statische IMRT) ergeben

Glied der IMRT-Behandlungskette	Gerät	Parameter
Einmalig vor Einführung der IMRT		
---	Räumlichkeiten	Strahlenschutz (Abschirmung und Luftumwälzung)
	Bestrahlungsgerät, R&V-System (engl.: <i>record and verify system</i>)	Sicherstellung der IMRT-Fähigkeit; vermehrt anfallende Daten können dokumentiert und gesichert werden
	Datentransfer	CT (Computertomogramm) → Planungssysteme → Beschleuniger
---	räumlich hochauflösendes Dosimetriesystem, Planungssystem	<p>Dosimetrie kleiner Felder: Outputfaktoren, Homogenität und Symmetrie</p> <p>Linearität des Dosis-Outputs für kleine MU (Monitoreinheiten)</p> <p>Transmission der MLC (engl.: <i>Multi-Leaf Collimator</i>) und der Backup-Kollimatoren.</p> <p>Positioniergenauigkeit der MLC</p> <p>Test der Fähigkeit des TPS, vorgegebene Constraints mit hinreichender Genauigkeit zu erfüllen</p>
---	Bestrahlungsplanung: Werkzeuge für die inverse und virtuelle Planung	Fähigkeit des Therapieplanungssystems, vorgegebene Constraints mit hinreichender Genauigkeit zu erfüllen
---	Bereitstellung zusätzlicher Lagerungshilfen	im Vergleich zur 3DCRT (3D-konformierende Radiotherapie) erhöhte Reproduzierbarkeit der Lagerung
Individuelle Qualitätssicherung		
Planverifikation	Planungssystem, Verifikationsphantom, Dosimetriesystem	applizierte Dosisverteilung in einem Transferphantom
Kontrolle der Patientenpositionierung	bildgebende Geräte zur Kontrolle der Lagerung und der Lage des Zielvolumens	Exakte Kontrolle der Lage der zu bestrahlenden Region
Dokumentation	Klinik-Informationssystem	Dokumentation der umfangreichen Bestrahlungsparameter und der Bilder, die bei der Lagerungskontrolle anfallen
Regelmässige Gerätekontrollen (wöchentlich; monatlich)		
---	Beschleuniger: MLC	Positionierungsgenauigkeit der MLC
---	Bildgebungssysteme zur Planung und Lagerungskontrolle	Bildgüte, Geometrie
---	Planungssystem	Module der inversen Planung

Die Zusammenstellung lehnt sich an die Empfehlung Nr. 15 „Quality control for Intensity-modulated radiation therapy“, der SGSMP (Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik) [3] an.

Umgekehrt erlauben die neuen Geräte aber auch effizientere Kontrollen. So eignet sich das EPID (engl.: *Electronic Portal Imaging Device*) nicht nur für die Kontrolle der Patientenpositionierung und der Lage des zu bestrahlenden Zielvolumens, sondern auch für schnelle und genaue Maschinenparameterkontrollen

Die applizierte Dosis kann, anders als bei den herkömmlichen Bestrahlungstechniken, nicht mehr mit einfachen Mitteln in einem einzelnen, repräsentativen Punkt verifiziert werden. Die dosimetrische Kontrolle der einzelnen Felder (feldbezogene Verifikation) oder des gesamten Planes (planbezogene Verifikation) stellen zwei prinzipiell unterschiedliche Methoden zur Verifikation von Teilen des IMRT-Planungs-Bestrahlungsprozesses dar.

Die grösste Unsicherheit der IMRT liegt in der Festlegung des PTV (engl.: *Planning Target Volume*) und der kritischen Organe selbst [4]. Die dosimetrischen Randbedingungen des inversen Planungsalgorithmus sind aber an diese Strukturen gebundenen. Werkzeuge zum Vergleich eingezeichneter Strukturen können im Rahmen der Weiterbildung des ärztlichen Personals hilfreich sein, einen Konsens bei der Konturierung zu finden.

1.3. Die Bedeutung externer Dosimetrievergleiche für die IMRT

Von externen Stellen durchgeführte Dosimetrievergleiche bilden einen wichtigen Teil der Qualitätssicherung in der Radiotherapie. Sie müssen, genau wie die vor Ort durchgeführten Kontrollen, den erhöhten Anforderungen der IMRT Rechnung tragen und sind den Institutionen im Rahmen eines geregelten Qualitätssicherungskonzeptes nur dann von Nutzen, wenn sie regelmässig stattfinden und auf Wunsch jederzeit angefordert werden können.

Die 2007 verfügbaren Dosimetrievergleiche decken die mit der IMRT am häufigsten therapierten Körperregionen des Becken- (Prostata-Tumoren) und des Hals-Nacken-Bereiches ab. Die IMRT des Thoraxbereiches findet inzwischen vermehrt Beachtung. Allerdings sind die Anforderungen an das Planungssystem und an die Messtechnik in diesem Bereich besonders hoch, da noch wenige Erfahrungen für IMRT im Lungenbereich existieren und geeignete Messmittel und Phantome mit Inhomogenitäten zur Verifikation des Planungs-Bestrahlungsprozesses nur in wenigen Häusern zur Verfügung stehen [5]. TLD (Thermolumineszenzdosimeter) und Filme stellen dank ihrer guten Ortsauflösung für externe Dosimetrievergleiche das Messmittel der Wahl dar. Zudem sind TLD gewebeäquivalent. Über die Zuverlässigkeit von TLD- und Filmmessungen in einem inhomogenen Bereich liegen indessen wenige Informationen vor. Zurzeit (Stand 2008) sind keine Dosimetrievergleiche im Thoraxbereich verfügbar.

1.4. Zielsetzung dieser Arbeit

Die Physikgruppe des Kantonsspital St.Gallen ist seit dem Jahre 2001 für den jährlichen TLD-Dosimetrievergleich der SGSMP (Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik) verantwortlich. Bis anhin wurden neben der Absolutdosimetrie auch einzelne Parameter wie zum Beispiel das TPR (engl.: *Tissue Phantom Ratio*) oder Outputfaktoren irregulärer Felder kontrolliert [6].

In den Jahren 2004 bis 2005 wurde der Gerätepark der Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen umfassend erneuert. Für Gerätekontrollen und die Umsetzung der IMRT musste ein umfassendes Qualitätssicherungskonzept entwickelt werden. Zudem wurde die Physikgruppe von der SGSMP beauftragt, einen Dosimetrievergleich für die Kontrolle der IMRT im Thoraxbereich zu entwickeln.

Die vorliegende Arbeit verfolgt die folgenden Ziele:

- Unter Einbezug des EPID werden Methoden für die Kontrolle von Geräteparametern entwickelt, die für die IMRT von besonderer Wichtigkeit sind.
- Für einen IMRT-Dosimetrievergleich im Thoraxbereich
 - o werden die Erwartungen der in der Schweiz strahlentherapeutisch tätigen Institutionen an einen IMRT-Dosimetrievergleich abgeklärt. Es wird ein Phantom evaluiert und den Erfordernissen des Dosimetrievergleiches angepasst;
 - o werden Messmethoden entwickelt, die Messungen im Thoraxbereich zulassen. Zudem werden klinisch relevante Bestrahlungsvorgaben (Strukturen und Vorgaben an die Dosis) zusammengestellt. Zur Verwaltung und Auswertung der anfallenden Daten werden Programme und Methoden entwickelt;
 - o werden in einem Pilotdurchgang organisatorische, dosimetrische und datenanalytische Methoden getestet. Ein erster IMRT-Dosimetrievergleich wird durchgeführt, an dem ein grosser Teil der in der Schweiz strahlentherapeutisch tätigen Institutionen teilnimmt;
 - o wird der Fachbereich „Ionisierende Strahlung und Radioaktivität“ des METAS (Bundesamtes für Metrologie und Akkreditierung) in den Dosimetrievergleich eingebunden. Damit wird der Dosimetrievergleich fest an ein Primärlabor angeschlossen sein.
- Es wird ein mathematisches Verfahren entwickelt, das eine Quantifizierung der topologischen Übereinstimmung von Strukturen erlaubt, indem neben der Grösse auch die relative Lage der Strukturen bewertet wird. Im Rahmen der Fortbildung des ärztlichen Teams unterstützt das Verfahren die Konsensfindung bei der Festlegung der für die inverse Planung der IMRT verwendeten Strukturen.

Kapitel 2

Das Prinzip der IMRT und deren technische Voraussetzungen

Die IMRT ist eine Erweiterung der 3DCRT. Wesentliche Teile des für die 3DCRT gültigen Vorgehens werden auch bei der IMRT angewandt [7]:

Auf einem 3-dimensionalen Set von CT-Schnitten (Computer Tomografie) werden das Zielvolumen und die kritischen Organe eingezeichnet. Die digital vorliegenden CT-Schnitte ermöglichen eine „virtuelle“ Festlegung der Bestrahlungstechnik. Dabei bedeutet „virtuell“, dass die Beziehung zwischen der Patientenanatomie und den Bestrahlungsfeldern computergestützt auf Basis der CT-Bilder hergestellt wird. DRR (engl.: *digital reconstructed radiograph*) übernehmen die Funktion der Simulatorbilder. Eine konventionelle Beurteilung der Bestrahlungstechnik am Simulator unter Anwesenheit des Patienten ist nicht erforderlich. Zur Berechnung der Dosisverteilung wird die 3-dimensional vorliegende CT-Information berücksichtigt. Die dosimetrische Qualität der untersuchten Bestrahlungstechnik kann visuell mittels Isodosen beurteilt werden. Zusätzlich erlauben strukturbezogene DVH (Dosis-Volumen-Histogramme) quantitative Aussagen über die Qualität der Dosisverteilung.

Die IMRT wird vorwiegend dann eingesetzt [8],

- wenn das PTV und die kritischen Organe eng beieinander liegen und die Schonung der kritischen Organe auf andere, einfachere Art nicht erreichbar ist;
- wenn eine unmittelbar angrenzende Region bereits früher bestrahlt wurde;
- wenn das PTV konkav geformt ist;
- wenn eine Dosisescalation vorgesehen ist; wenn Teilgebiete des PTV z.B. mit einer höheren Dosis versehen werden sollen;
- wenn der Ablauf der Strahlentherapie deutlich vereinfacht werden kann, beispielsweise durch Vermeidung von Feldanschlüssen oder durch Zusammenfassung mehrerer Serien in einer einzigen Serie.

Anders als bei der 3DCRT legt der verantwortliche Arzt für die eingezeichneten Strukturen dosimetrische Anforderungen fest. Aufgrund des sich dadurch ergebenden hohen Komplexitätsgrades können die Felder, von den Einstrahlwinkeln abgesehen, nicht mehr manuell festgelegt werden. Diese Aufgabe übernimmt der Planungscomputer iterativ unter Berücksichtigung der dosimetrischen Randbedingungen. Die Optimierung der Dosis oder der Fluenz unter Berücksichtigung der zu erzielenden Dosisverteilung wird als „inverse Planung“ bezeichnet [9]. Das Resultat der inversen Planung sind in ihrer Intensität modulierte Feldsequenzen. Je nach Beschleunigertyp wird die Intensitätsmodulation

erreicht, indem mehrere Feldsegmente aufaddiert (sIMRT; statische IMRT) oder die Feldform bei eingeschaltetem Strahl variiert wird (dIMRT; dynamische IMRT). Die Form der Feldsegmente wird mit Hilfe der MLC realisiert.

Aufgrund des hohen Konformitätsgrades bei der IMRT kommt der Patientenlagerung eine erhöhte Bedeutung zu [7, 9, 10]. Im Gegensatz zu 2-dimensionalen Durchleuchtungstechniken (Filme oder EPID) ermöglicht die Verwendung eines am Bestrahlungsgerät angebrachten XVI (engl.: *X-ray Volume Imaging*) eine 3-dimensionale Positionskontrolle auch von annähernd wasseräquivalenten Strukturen.

2.1. Die technischen Voraussetzungen der IMRT

Im Vergleich zur 3DCRT stellt die IMRT zusätzliche technische Anforderungen. Diese betreffen [8]

- den CT: Das Tischblatt und der Durchmesser der Öffnung ermöglichen es, den Patienten gleich wie während der Therapie zu lagern;
- das Planungssystem: Es muss die inverse Planung unterstützen (Konturierung, Optimierung, Berechnung der Segmente, Verifikation mittels eines Transferphantoms, Datenexport ans R&V-System);
- das Konzept der Planverifikation und die dafür nötigen Messmittel: Eine Herausforderung stellen die Vielzahl von Feldsegmenten und die im Vergleich zur 3DCRT komplexe Dosisverteilung dar;
- die Lagerungsmittel: Aufgrund der hohen Konformität der Bestrahlungstechnik muss die Lagerung im hohen Masse reproduzierbar sein;
- die bildgebenden Systeme für die Lagerungskontrolle und die Kontrolle des PTV und der kritischen Organe: Die IMRT ermöglicht steile Dosisgradienten, z. B. zwischen dem PTV und angrenzenden kritischen Organen. Deshalb ist eine 3D-Kontrolle der Isozentrums Lage im Millimeterbereich erforderlich. Dazu sind elektronische bildgebende Systeme (EPID, XVI) unabdingbar;
- den Beschleuniger: Er ist mit MLC ausgerüstet und fähig, die Feldform durch dynamische oder statische Verschiebung der MLC schnell zu verändern;
- das R&V-System: Es ist fähig, eine grosse Zahl von Segmenten (sIMRT) oder ein dynamisches Feld (dIMRT) zu überwachen und zu dokumentieren;
- das Backupsystem: Es muss so ausgelegt sein, dass es die erhöht anfallenden Daten, z. B. die vom XVI erzeugten 3D-Lagerungsbilder, verwalten und archivieren kann;
- die Kontrolle der für die IMRT verwendeten Geräte selbst. Insbesondere muss der Positionskontrolle der MLC und der Kontrolle des XVI ein besonderes Augenmerk geschenkt werden [7].

2.2. Die IMRT am Kantonsspital St.Gallen

Die Klinik für Radio-Onkologie verfügt über einen eigenen „CT-Simulator“ (LightSpeed RT, GE Medical Systems). Dank der im Vergleich zu konventionellen CT vergrößerten Öffnung der Gantry und der Verwendung einer flachen Patientenliege kann der Patient während der Akquisition der Bilder gleich gelagert werden wie später bei der Bestrahlung [9].

Für die Berechnung des Bestrahlungs- und des Verifikationsplanes wird das Programm „Eclipse“ eingesetzt (Varian Medical Systems).

Die Verifikation wird planbezogen durchgeführt. Dazu wird ein Plexiglasphantom verwendet, mit welchem in vier koronalen Schnitten gleichzeitig mit EDR2-Filmen (Kodak Extended Dose Range 2, Eastman Kodak, Rochester, NY) Relativedosimetrie und mittels Ionisationskammermessung Absolutdosimetrie betrieben werden kann.

Die Verarbeitung der Filme erfolgt mit einer Entwicklungsmaschine des Typs „OPTI-MAX 2010“ von PROTEC medical systems und einem Scanner „Diagnostic Pro“ von Vidar.

Für den Vergleich der berechneten mit der gemessenen Dosisverteilung wird das Programm „Verisoft“ (PTW; Freiburg) verwendet.

Die Strahlentherapie des Kantonsspitals St.Gallen verfügt über 2 identische Elekta-Synergy-Beschleuniger. Sie sind mit einem MLC ausgerüstet, dessen 40 Lamellen pro Lamellenbank – projiziert in die Isozentrumsebene – eine Breite von 1 cm aufweisen. Jede der 80 Lamellen wird einzeln gesteuert und mit einem Motor an die vorgegebene Position gefahren. Die Höhe der aus Wolfram hergestellten Lamellen beträgt 7.5 cm (Abbildung 2.2.). Es können beliebig geformte Felder bis zu einer maximalen Grösse von 40 cm x 40 cm geformt werden. Zusätzlich sind zwei zueinander rechtwinklig angeordnete Blockblendenpaare im Strahlerkopf untergebracht, die ebenfalls aus Wolfram gefertigt sind. Die Abschirmblenden bewegen sich in die gleiche Richtung wie die Lamellen. Sie sind 3.0 cm dick und dienen dazu, die Durchlassstrahlung der Lamellen zu absorbieren. Sie werden als „Backup-Kollimatoren“ bezeichnet. Das andere Blockblendenpaar weist eine Dicke von 7.8 cm auf. Dessen Fahrweg verläuft rechtwinklig zu jenem der Lamellen.

Die Lamellenpositionen werden mit einem optischen System überwacht. Dieses registriert die Position von Reflektoren, die auf die Lamellen aufgeklebt sind.

Elekta-Synergy-Beschleuniger unterstützen die statische IMRT: Während die Lamellen die Positionen für das nächste Segment anfahren, erfolgt keine Bestrahlung.

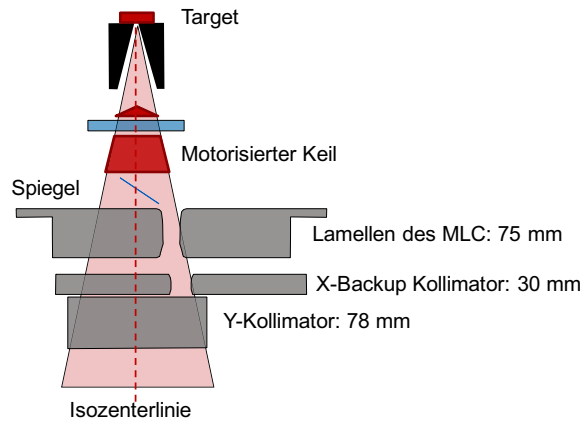


Abb.2.2. links: Lamellen und Kollimatoren des Elekta-Synergy-Beschleunigers. Rechts: Skizze des Strahlerkopfes.

Als R&V-System wird das Programm „Oncentra Visir“ (Nucletron) verwendet.

Die Beschleuniger unterstützen die sIMRT-Technik: Das Planungssystem berechnet typischerweise 5 bis 10 statische Segmente pro Feld [8].

Zur bildgestützten Kontrolle der Position des PTV während der Bestrahlung verfügen beide Beschleuniger über ein EPID (iView-GT) und ein XVI (beide: Elekta Medical Systems). Im Rahmen der IMRT wird das XVI verwendet.

Kapitel 3

Patientenbezogene Kontrollen der IMRT am Beispiel der Klinik für Radio-Onkologie St.Gallen

Die IMRT-Bestrahlungstechnik wird am Kantonsspital St.Gallen vornehmlich zur Therapie von Patienten mit Prostatakarzinomen und Tumoren im Hals- und Nackenbereich angewandt.

Wegen der konkaven Form des Zielvolumens und der Nähe der Prostata und des Rektums eignet sich die IMRT besonders zur Radiotherapie des Prostatakarzinoms [10]. Die kompakte Form des Zielvolumens ermöglicht standardisierte IMRT-Bestrahlungstechniken [11]. Die vergleichsweise einfache Bestrahlung der Prostata wurde in St.Gallen deshalb als Einstieg in die IMRT gewählt.

Für die Behandlung von Patienten mit Tumoren des Hals-Nacken-Bereiches ist die IMRT der 3DCRT vorzuziehen, da das Planungsvolumen von verschiedenen kritischen Organen umgeben ist und oft von der HNO-Region (HNO: Hals-Nasen-Ohren) bis in die breitere Nackenregion reicht (kritische Organe: optische Nerven, Hirnstamm, Speicheldrüsen, Speiseröhre, Temporallappen, Mandeln, Kehlkopf etc.). Dadurch ergeben sich oft unregelmässig geformte Planungsvolumina. Die besseren therapeutischen Erfolge im Vergleich zur 3DCRT werden in der Literatur beschrieben und rechtfertigen trotz der deutlich höheren Anforderungen einen möglichst umgehenden Einsatz der IMRT [12, 13].

Organbewegungen, die z. B. bei der Bestrahlung von Lungentumoren auftreten, sind bei der Therapie der Prostata und des HNO-Bereiches während einer Fraktion nicht zu beobachten.

Am Beispiel der in St.Gallen praktizierten Therapien für das Prostatakarzinom und für Tumoren des Hals-Nackenbereiches wird im Folgenden aufgeführt, wie die einzelnen Glieder der Strahlentherapiekette [14] kontrolliert werden. Hinsichtlich des geplanten Dosimetrievergleiches im Thoraxbereich wird dargelegt, welche Glieder der IMRT-Behandlungskette auch von einem externen Dosimetrievergleich erfasst werden (Abbildung 3.).

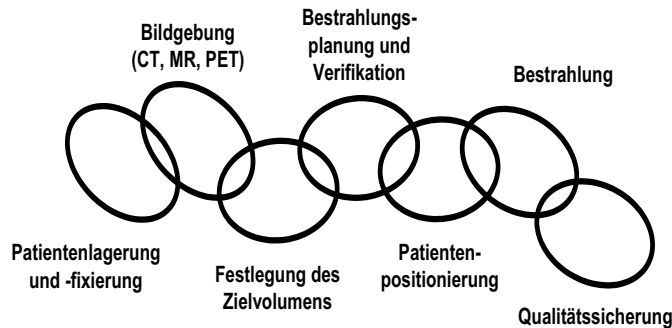


Abb. 3.: Die Behandlungskette der Strahlentherapie
(nach W. Schlegel DKFZ)

3.1. Patientenlagerung

Die Patientenlagerung während der Bestrahlung wird bereits am CT-Simulator festgelegt und dokumentiert (Fotos der Lagerung, Beschreibung der Lagerungshilfen, Hautmarkierungen etc.).

3.1.1. IMRT der Prostata

Zur Lagerung der Prostatakarzinom-Patienten werden die Knie mit einem Schaumstoffkeil unterstützt. Dadurch wird die Neigung des Beckens reproduzierbar fixiert.

3.1.2. IMRT des Hals-Nackengebieres

In St.Gallen wird zur Lagerung von Patienten mit Tumoren im Hals-Nackengebiet deren Kopf mit einer Schädelmaske fixiert (MedTec Medical, Inc.). Auf ihr sind Markierungen zur Positionierung mittels der Laser angebracht.

3.2. Akquisition der Bilder

In der Schweiz setzt die „Röntgenverordnung“ [15] den gesetzlichen Rahmen für Kontrollen des CT. In St.Gallen erfolgen die CT-Gerätekontrollen gemäss der Weisung R-08-08 [16] des BAG (Bundesamt für Gesundheit). Feste Aufnahmeprotokolle helfen, Fehlerquellen auszuschließen. Patientenbezogene Kontrollen der akquirierten Bilder werden nicht betrieben.

3.2.1. Kontrollen der Bildqualität anlässlich eines externen Dosimetrievergleiches

Neben der diagnostischen Qualität der CT-Bilder spielt die geometrische und physikalische Abbildungstreue der Bilder in der Strahlentherapie eine bedeutende Rolle [17]. Die virtuelle Simulation setzt eine korrekte Skalierung (cm pro Pixel), Linearität und Winkelstreue des zugrunde liegenden Bilddatensatzes voraus. Eine korrekte Zuordnung des in HU (engl.: *Hounsfield Unit*) vorliegenden CT-Wertes zur Elektronendichte ist für eine kor-

rekte Berücksichtigung von Inhomogenitäten wesentlich. Fehler dieser Bildparameter können sich auf die Dosisverteilung und -lokalisation auswirken und werden dann von einer externen Kontrolle des Planungs-Bestrahlungsprozesses erfasst.

Die diagnostische Bildqualität, die für das adäquate Einzeichnen der Strukturen unerlässlich ist, wird im Rahmen eines Dosimetrievergleiches allerdings nicht kontrolliert.

3.3. Festlegung des Zielvolumens

Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass die Festlegung des PTV und der kritischen Organe stark vom einzeichnenden Arzt und dessen Erfahrung abhängt (Interobservervariabilität). Beträchtliche Abweichungen sind aber auch feststellbar, wenn derselbe Arzt das Einzeichnen nach einer gewissen Zeit erneut vornimmt (Intraobservervariabilität) [18, 19]. Das verfügbare Bildmaterial (CT, MRT: *Magnetresonanztomografie*, PET: *Positronemissionstomografie*) und die Möglichkeit, verschiedene Bildmodalitäten zu überlagern, beeinflusst die Zuverlässigkeit der eingezeichneten Strukturen. Zur Planung sollen die in ICRU 50 und ICRU 62 [20, 21] (engl.: *International Commission of Radiation Units and Measurements*) beschreiben Konzepte der Konturierung berücksichtigt werden.

3.3.1. Kontrolle des eingezeichneten Zielvolumens anlässlich eines Dosimetrievergleiches

Das Einzeichnen des Zielvolumens wird von externen Dosimetrievergleichen nicht erfasst. Multicenterstudien, die sich speziell mit der Problematik des Einzeichnens befassen, wurden verschiedentlich, auch in der Schweiz, durchgeführt [22]. In Kapitel 6 wird eine Methode vorgestellt, mit der objektive, quantitative Aussagen über die relative Lage von Strukturen gemacht werden können. Sie eignet sich für Schulungs- und Studienzwecke.

3.4. Bestrahlungsplanung und Verifikation

Zur patientenbezogenen Validierung der vom Planungssystem ermittelten Dosisverteilung haben sich zwei Vorgehen durchgesetzt: die planbezogene und die feldbezogene Verifikation [4, 7].

Planbezogene Verifikation mit Hilfe eines 3D-Phantomes

Das Planungssystem (Eclipse, Varian) berechnet die Dosisverteilung der später am Patienten applizierten Felder in einem Dosimetriephantom (Abbildung 3.4.). Durch Messungen in ausgewählten Ebenen und Punkten (Filme, Ionisationskammer und TLD) wird stichprobenartig die Übereinstimmung mit der berechneten Dosisverteilung kontrolliert. Im Gegensatz zur feldbezogenen Verifikation wird also der originale Patientenplan abgestrahlt. Deshalb ist der Datentransfer vom Planungssystem zum Bestrahlungsgerät in der Validierung eingeschlossen.

Die planbezogene Verifikation erfasst auch Probleme und Abweichungen, die sich erst bei von 0° abweichenden Gantrywinkeln manifestieren. Für die IMRT wichtig ist hier

z. B. der Einfluss der Gravitation auf die Positionierung der MLC. Da die Summendosis aller Felder verifiziert wird, können unerwünschte Dosispitzen oder -senken detektiert werden.

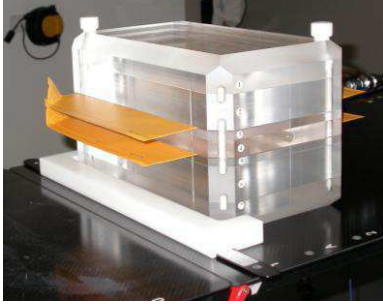


Abb. 3.4.: Das in St.Gallen verwendete Dosimetrie-phantom aus Plexiglas erlaubt die gleichzeitige Verifikation der Dosisverteilung in maximal 4 koronalen Schnitten und die Kontrolle der Absolutdosis mit der Ionisationskammer oder mit TLD. Mit Hilfe einer indexierten Leiste kann das Phantom präzise ausgerichtet werden.

Wegen der höheren Aussagekraft erfolgt die dosimetrische Kontrolle von IMRT-Plänen im Hause zurzeit ausschliesslich planbezogen.

Die von Low et al. eingeführte γ -Methode stellt eine Funktionsanalyse dar, die sowohl bei der feld- als auch bei der planbezogenen Verifikation zur Anwendung gelangt. Sie vergleicht die lokal gemessene Dosis mit der berechneten Dosisverteilung [23]:

Es seien $D_m(\mathbf{r}_m)$ die an der Stelle \mathbf{r}_m gemessene Dosis und $D_c(\mathbf{r}_c)$ die mit dem Planungssystem an der Stelle \mathbf{r}_c berechnete Dosis. $\delta(\mathbf{r}_c, \mathbf{r}_m) = D_m(\mathbf{r}_m) - D_c(\mathbf{r}_c)$ ist dann die Dosisdifferenz der zwei Punkte und $r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_c|$ deren Abstand.

Für die gemessene Dosis an einer betrachteten Stelle sind zwei Fragestellungen von Interesse:

- Ist an einem ausgewählten Punkt die Differenz zwischen der gemessenen und der berechneten Dosis kleiner als eine vorgegebene Dosisdifferenz ΔD ?
- Ist der Abstand zum nächsten Punkt, für den dieselbe Dosis berechnet wurde, kleiner als ein vorgegebener Abstand Δd (DTA, engl.: *distance to agreement*)?

Für das Toleranzkriterium $(\Delta D, \Delta d)$ lässt sich der Ausdruck für ein Punktepaar $(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D^2}}$$

berechnen. Bezüglich der oben formulierten Fragestellungen illustrieren zwei Spezialfälle das Verhalten von Γ :

- $\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ nimmt dann den Wert Eins an, wenn die Differenz der gemessenen und der berechneten Dosis für $\mathbf{r}_m = \mathbf{r}_c$ gerade ΔD ist.
- $\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ nimmt dann den Wert Eins an, wenn für einen Punkt \mathbf{r}_c im Abstand $\delta = |\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_c|$ die gemessene Dosis mit der berechneten Dosis übereinstimmt.

Für einen betrachteten Punkt \mathbf{r}_m wird Γ nun durch Variation von \mathbf{r}_c minimiert:

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_c) \} \forall \{ r_c \}$$

Der Gamma-Index ist eins, wenn das kombinierte Toleranzkriterium an der betrachteten Stelle r_m gerade noch erfüllt ist. Das Kriterium ist für γ -Werte grösser als eins nicht erfüllt. γ berücksichtigt also neben der lokalen Dosisdifferenz auch eine eventuelle Verschiebung der verglichenen Dosismatrizen, wie sie etwa bei einer ungenauen Platzierung des Verifikationsphantoms zu beobachten ist. Gewöhnlich wird ΔD in Prozent der maximal berechneten Dosis angegeben. Zur Verifikation von IMRT-Plänen wird oft das Kriterienpaar (3 %, 3 mm) angewandt. Der Anteil der Punkte, die das Gammakriterium erfüllen, dient als Entscheidungskriterium, ob ein Plan akzeptiert werden kann.

Die γ -Methode ist im Programm „Verisoft“ (PTW Freiburg) implementiert.

Feldbezogene Verifikation mit Hilfe eines 2D-Arrays

Das Planungssystem berechnet in einer vorgegebenen Ebene die Dosisverteilung der (Patienten-) Felder. Die berechnete Dosisverteilung wird mit der gemessenen (Film, EPID, elektronische 2d-Arrays) verglichen. Gewöhnlich werden die zu kontrollierenden Felder senkrecht auf eine ebene Fläche abgestrahlt. Im Wesentlichen wird nur die Fluenz der einzelnen Felder verifiziert. St.Gallen verfügt zur feldbezogenen Verifikation von IMRT-Plänen über ein 2D-Array („2D-ARRAY seven29“ von PTW, Freiburg), das zusammen mit der Auswertesoftware „Verisoft“ verwendet wird.

Die in den Kliniken verwendeten Verifikationsphantome weisen i. Allg. keine Inhomogenitäten auf. Mit zusätzlichen Messungen muss im Vorfeld sichergestellt werden, dass der Dosisalgorithmus des Planungssystems Inhomogenitäten korrekt berücksichtigt. In der Praxis wird dann aus einer Übereinstimmung von Berechnung und Messung im homogenen Phantom auf eine Übereinstimmung bei Anwesenheit von Inhomogenitäten geschlossen.

3.4.1. Kontrolle der Bestrahlungsplanung anlässlich des geplanten Dosimetrievergleiches

Der geplante erweiterte Dosimetrievergleich der SGSMP hat die Kontrolle von Bestrahlungen im Lungenbereich zum Ziel. Im Gegensatz zu den in der klinischen Praxis verwendeten Dosimetriephantomen wird das zu evaluierende Phantom deshalb Inhomogenitäten enthalten und sowohl Messungen mit Filmen zur Kontrolle der relativen Dosisverteilung als auch TLD- und Ionisationskammer-Messungen zur Kontrolle der absoluten Dosis unterstützen. Die Bestrahlungsplanung wird deshalb von einer externen Kontrolle des Planungs-Bestrahlungsprozesses sowohl absolut- als auch relativdosimetrisch überprüft.

Im Thoraxphantom, das für den Dosimetrievergleich verwendet wird, werden die zur Planung benötigten Strukturen klar dargestellt sein. Der Erfüllungsgrad der vom Planungssystem zu berücksichtigenden Dosiskriterien kann somit eindeutig bewertet werden (umschliessende Isodose, Minima und Maxima; DVH des PTV und der kritischen Organe).

3.5. Patientenpositionierung

In St.Gallen steht mit dem XVI eine Möglichkeit der IGRT (engl.: *Image-Guided Radiotherapy*) zur Verfügung, die Lage der zu bestrahlenden Region unmittelbar vor der Bestrahlung zu kontrollieren. Das Gerät ist direkt an der Gantry des Linearbeschleunigers angebracht (Abbildung 3.5.a. und Abbildung 3.5.b.). Bildrekonstruktion und Registrierung erfolgen mit Hilfe der iViewGT-Software (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK). Dieses Programm vergleicht die Lage einer Struktur relativ zum Isozentrum im XVI mit der am Planungssystem festgelegten Lage. Anschliessend berechnet es die nötige Tischverschiebung [24].

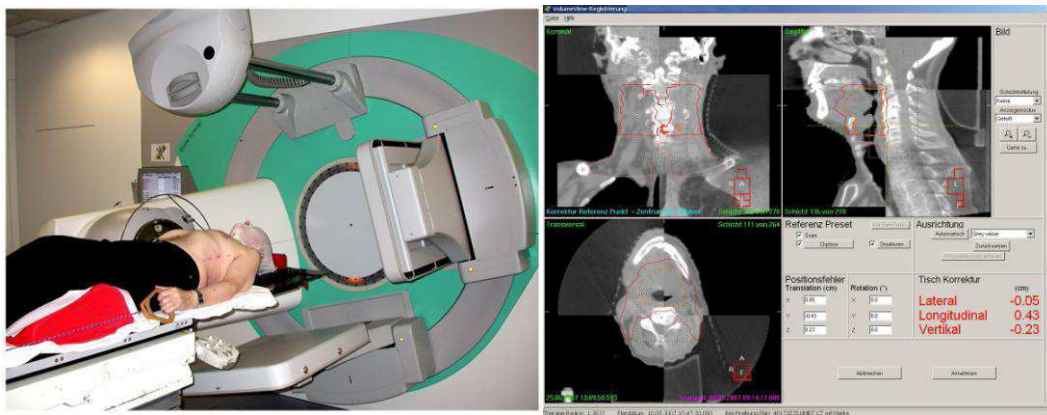


Abb. 3.5.a. (links): Die für die Aufnahme von Volumen-CT verwendete Röntgenröhre (links oben) und das dazu gehörende EPID (unter dem Patiententisch) sind direkt am Bestrahlungsgerät befestigt. In der rechten Bildhälfte ist das EPID sichtbar, mit dem 2-dimensionale Bilder aus der Sicht des Therapiestrahles (engl.: *Beam's Eye View*) aufgenommen werden.

Abb. 3.5.b. (rechts): Bestimmung der Verschiebungsparameter durch Vergleich der Lage der Therapieregion in den Planungsschnitten und den gerade akquirierten Volumen-CT-Schnitten

3.5.1. IMRT der Prostata

Die Prostata ist wegen der variierenden Füllung von Blase und Rektum relativ zu den umschliessenden knöchernen Strukturen mobil. Letztere sind deshalb für eine exakte Lokalisation der Prostata nicht geeignet.

In 2-dimensionalen Bildern kann die Prostata vom umliegenden Gewebe nicht unterschieden werden. In der Literatur werden Möglichkeiten beschrieben, das Organ mit Hilfe von in die Prostata eingebrachten Markern auch in 2-dimensionalen Bildern zu lokalisieren [25, 26]. Das Volumen-CT erlaubt eine Lokalisation der Prostata auch ohne Marker. In St.Gallen erfolgt die Lagerung zuerst mit Hilfe der Hautmarkierungen. Anschliessend wird (die ersten sechs Sitzungen bei jeder Bestrahlung) ein Volumen-CT aufgenommen und die angewandte Tischverschiebung notiert. Nach sechs Sitzungen erfolgt eine Analyse der Tischverschiebungen. Beträgt der Mittelwert der angewandten Tischverschiebung

gen weniger als 5 mm, erfolgt die Aufnahme des Volumen-CT für die verbleibenden Sitzungen nur noch wöchentlich, ansonsten aber täglich.

3.5.2. IMRT des Hals-Nackengebieres

Zur Kontrolle der Lagerung werden knöcherne Referenzstrukturen benützt. Anders als bei der IMRT der Prostata wird vor jeder Sitzung ein Volumen-CT akquiriert.

3.5.3 Kontrolle der Patientenpositionierung anlässlich eines Dosimetrievergleiches

Da die IMRT konforme Bestrahlungen mit einem entsprechend kleinen Sicherheitssaum um den Tumor zulässt, ist eine korrekte Lokalisierung des Bestrahlungsvolumens von grosser Bedeutung. Die für Dosimetrievergleiche verwendeten starren Phantome werden mit Hilfe von an der Oberfläche angebrachten Markierungen und des Lasersystems platziert. Probleme, die durch eine beschränkte Darstellbarkeit oder Beweglichkeit des Zielvolumens relativ zur Körperoberfläche verursacht werden können, treten folglich nicht auf. Ebenfalls keine Rolle spielen zyklische Bewegungen (Herzschlag, Atmung) oder eine Verschiebung (Änderung des Muskeltonus während der Bestrahlung, Peristaltik etc.) der zu bestrahlenden Region.

Die zur Lokalisation der inneren Strukturen verwendeten bildgebenden Systeme kommen im Rahmen des Dosimetrievergleiches somit nicht zum Einsatz.

3.6. Bestrahlung

Während der Bestrahlung wird die Stabilität der Strahlparameter und der Patientenlagerung vorausgesetzt. Erstere ist Gegenstand der nicht patientenbezogenen Gerätekontrollen. Die Patientenlagerung wird während der Bestrahlung von einer Fachkraft am Monitor überwacht. Beide Punkte werden von einem Dosimetrievergleich nicht kontrolliert.

3.7. Qualitätssicherung und Dokumentation

Die (nicht patientenbezogene) Qualitätssicherung umfasst alle Parameter und Mittel, die während der Bestrahlungskette zum Einsatz kommen. Deren Umfang wird in nationalen Gesetzen, Verordnungen und Empfehlungen beschrieben (für die Schweiz zum Beispiel in [27, 28, 29]).

Einen wesentlichen Teil der patientenbezogenen Qualitätssicherung stellt die Dokumentation der Bestrahlung dar: Sie dient dem Wissenstransfer innerhalb des radio-onkologischen Teams, stellt aber auch für später stattfindende Therapien massgebende Informationen zur Verfügung. Sie unterstützt die Koordination der angewandten Therapiemodalitäten und erlaubt eine nachträgliche Kontrolle des Therapieerfolges. Beide Aspekte sind nicht Teil eines Dosimetrievergleiches.

Kapitel 4

Spitalinterne Gerätekontrollen hinsichtlich IMRT

Bei der IMRT werden pro Feldsegment typischerweise 5 bis 20 MU appliziert. Bevor diese Bestrahlungstechnik eingeführt wird, muss deshalb das Anlaufverhalten des Bestrahlungsgerätes für kleine MU-Zahlen kontrolliert werden. Empfohlen werden Messungen der Konstanz der pro Monitoreinheit applizierten Dosis sowie der Symmetrie und Flatness des Strahlenfeldes [7, 30, 31]. Die Linearität des Dosimetriesystems wurde bereits im Zuge der Geräteabnahme mit Ionisationskammermessungen überprüft und ist Teil der jährlich stattfindenden Gerätekontrolle. Die laut Empfehlung Nr. 15 der SGSMP [3] tolerierte Abweichung beträgt 1 %.

Die IMRT erfordert zusätzliche wöchentliche, monatliche und jährliche Kontrollen. Diese sind in der IMRT-Empfehlung der SGSMP beschrieben und betreffen v.a. die MLC, aber auch die Fluenzverteilung des Strahlenfeldes für kleine MU-Zahlen (→ Tabelle 1.2.). Relativ zu den bei der Geräteabnahme gemessenen Referenzwerten sind Abweichungen der Fluenzverteilung bis 2 % (jährliche Kontrolle) bzw. 3 % (wöchentliche Kontrolle) zulässig. Wegen der beschränkten Empfindlichkeit sind die herkömmlichen Messmittel, wie Filme oder TLD, zur Kontrolle der Feldfluenz bei der Applikation weniger MU aber nicht geeignet.

Beim Abstrahlen einer IMRT-Sequenz formen die MLC teilweise sehr schmale Feldsegmente. Für kleine Felder hängt die pro Monitoreinheit applizierte Dosis aber stark von der Feldgrösse ab. Deshalb bedürfen die MLC einer besonders strikten Qualitätskontrolle.

Die Kontrollen der Fluenzverteilung und der MLC wurden in St.Gallen den neuen Erfordernissen angepasst. In diesem Kapitel werden neue Methoden vorgestellt, die das EPID zur Kontrolle der MLC und der Strahlparameter Homogenität, Symmetrie und Energie verwenden.

4.1. Kontrollen der Homogenität, Symmetrie und Energie eines Linearbeschleunigers hinsichtlich IMRT

4.1.1. Einführung

Die Kontrolle der Homogenität und Symmetrie erfolgte vor der Einführung der IMRT in St.Gallen wöchentlich mit TLD-Messungen. Die Energie wurde mit Absorptionsmessungen überprüft. Dabei wurden jeweils 100 MU abgestrahlt.

Die Einführung der IMRT machte eine Neugestaltung der Kontrollen u.a. auch für die Symmetrie und Homogenität erforderlich. Auf die IMRT zugeschnittene Maschinen- und Qualitätskontrollen wurden bereits von anderen Gruppen publiziert [32, 33, 34]. Im Folgenden werden Methoden vorgestellt, wie die Überprüfung der Symmetrie und Homogenität auch bei Applikation weniger MU zuverlässig, schnell und kostengünstig mit einem EPID und mit Hilfe in Visual Basic 6 (Microsoft) entwickelter Programme durchgeführt werden kann. Wird ein geeigneter Absorber auf das EPID gelegt, kann mit den akquirierten Bildern auch die Konstanz der Strahlenenergien überprüft werden.

4.1.2. Material und Methoden

Die Messungen wurden mit zwei Elekta-Synergy-Beschleunigern mit Photonenenergien von 4, 6 und 15 MV (Megavolt) und 6 Elektronenenergien im Bereich von 4 bis 20 MeV (Mega-Elektronenvolt) durchgeführt. Beide Beschleuniger sind mit einem iView-GT-System versehen. Der von der Firma PerkinElmer hergestellte Detektor weist eine Fläche von 41 cm x 41 cm auf. Bei einem fixen Fokus-Detektor-Abstand von 160 cm werden somit Feldgrößen bis zu 26 cm x 26 cm erfasst. Es werden 16-Bit-Bilder mit einer Auflösung von 1024 x 1024 Pixeln erzeugt und zwischen den Strahlpulsen ausgelesen. Triggerung und Bildkorrekturen müssen für alle Photonenenergien getrennt bestimmt werden. Für Elektronen, mit denen keine Feldkontrollaufnahmen am Patienten vorgesehen sind, wird die Triggerung von 15 MV Photonen angewendet [35]. Es hat sich gezeigt, dass auch Bilder von Elektronenfeldern artefaktfrei und reproduzierbar akquiriert werden können. Für Referenzmessungen werden Kodak X-OMAT-Filme eingesetzt.

Die für die weitere Auswertung am besten geeignete Bildqualität ergibt sich, wenn sowohl für Photonen als auch für Elektronen neben der im EPID fest eingebauten Kupferplatte von 1 mm Dicke kein zusätzliches Aufbaumaterial verwendet wird.

Symmetrie und Homogenität

Zur Gewinnung einer unabhängigen Referenz werden nach grösseren Eingriffen am Linearbeschleuniger für beide Strahlmodalitäten und alle Energien zuerst konventionelle Filmaufnahmen angefertigt. Werden im Zuge der regulären Wochenkontrollen Auffälligkeiten der EPID-Aufnahmen festgestellt, kann der Ursache so durch Wiederholung der Filmaufnahmen nachgegangen werden. Im Anschluss an die Filmaufnahmen werden mit dem EPID für die Gantrywinkel 0°, 90°, 180° und 270° Referenzaufnahmen mit Feldern der Grösse 25 cm x 25 cm und 5 MU akquiriert und in eigens dafür angelegte Verzeich-

nisse abgelegt. Andere Gruppen haben festgestellt, dass die Feldfluenz nach 4 MU einen stabilen Wert erreicht hat [30].

Während der wöchentlichen Konstanzprüfung werden für alle verfügbaren Strahlenenergien Bilder aufgenommen. In der Regel wird ein Gantrywinkel von 0° gewählt, womit ein für die Konstanzkontrolle der Strahlenenergie vorgesehener Plexiglas-Stufenkeil auf das EPID gelegt werden kann. Dessen Stufen weisen Höhen von 3 mm, 13 mm und 33 mm auf. Die Deckflächen messen jeweils 3 cm x 3 cm. Die Bilder eines Akquisitionssets werden in einem eigenen Verzeichnis abgelegt und entsprechend der Energie benannt. Dies erlaubt dem Programm eine Zuordnung der aktuellen Bilder zu den Referenzbildern derselben Modalität und Energie.

Eigene Messungen haben gezeigt, dass das EPID seine Parkposition mit einer Reproduzierbarkeit im Bereich von 0.5 mm findet [36]. Für einen pixelweisen Vergleich ist eine geometrische Anpassung von Referenz- und aktuellem Bild nicht notwendig, da sich die Strahleigenschaften, ausser im hier nicht interessierenden Bereich des Feldrandes, über wenige Millimeter nicht wesentlich ändern.

Für eine semiquantitative Konstanzprüfung der Feldsymmetrie und -homogenität berechnet das Programm „HomSym“ pixelweise die Differenz der auf die Feldmitte normierten Messwerte zwischen den Referenz- und den aktuell gewonnenen Bildern und stellt das Resultat farblich codiert in einem „Differenzbild“ dar (Abbildung 4.1.2.). Dieses gibt einen schnellen Eindruck einer eventuell vorliegenden Änderung der Feldfluenz, weist aber auch sehr empfindlich auf Veränderungen der Bildqualität des EPID selber hin.

Zur quantitativen Kontrolle werden die mittleren Pixelwerte von 5 auf den Feldhauptachsen liegenden ROI (engl.: *region of interest*) ausgewertet. Dabei kommen die folgenden Formeln zur Anwendung:

für die Symmetrie: $(1. \text{Wert} - 2. \text{Wert}) / (2 \times \text{Wert in Feldmitte})$

für das Overflattening: $(1. \text{Wert} + 2. \text{Wert}) / (2 \times \text{Wert in Feldmitte}))$.

Die verwendeten Wertepaare (1. Wert; 2. Wert) beziehen sich auf opponierend liegende ROI.

Symmetrie und Overflattening werden nicht absolut gemessen, da die zur Sensitivitätskorrektur des EPID verwendeten Strahlenfelder selber nicht homogen sind. Es wird also lediglich die Konstanz der berechneten Verhältnisse überprüft. Die Messwerte werden zusammen mit den Differenzbildern automatisch in einen Excel-Report übertragen und grafisch dargestellt.

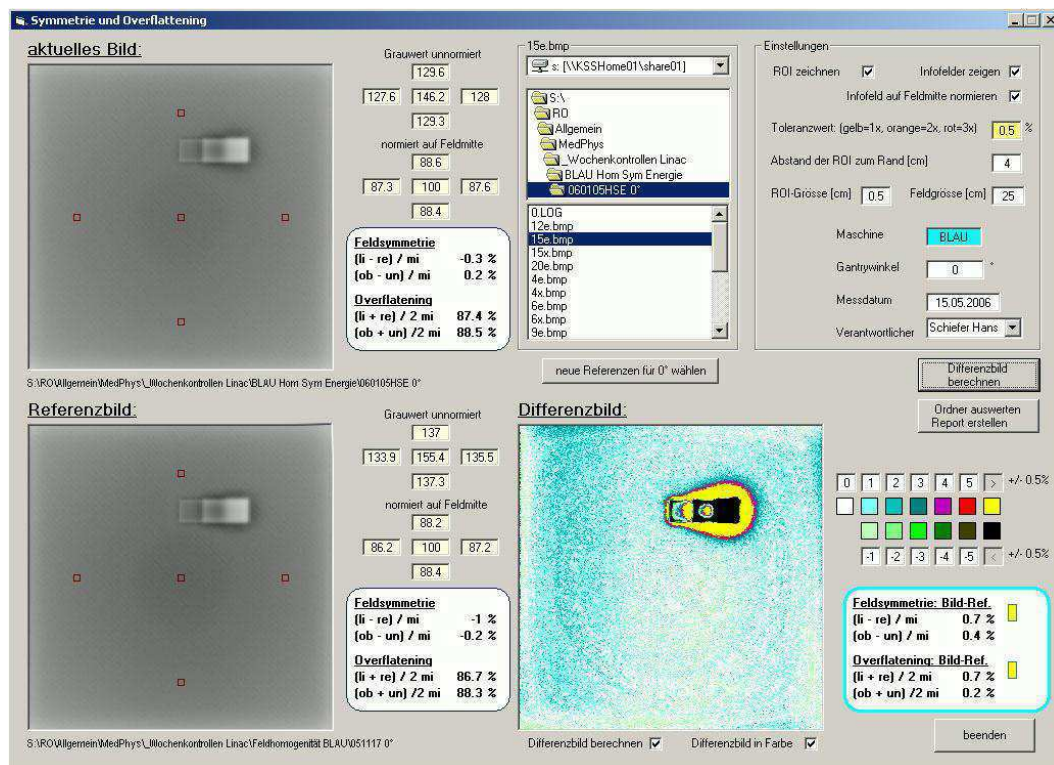


Abb. 4.1.2.: Das Programm „HomSym“ vergleicht das aktuelle Bild (oben links) mit dem Referenzbild der selben Energie (unten links). Rechts unten ist das Differenzbild dargestellt, zusammen mit den Werten für die Symmetrie und Homogenität. Der Stufenkeil ist so platziert, dass die Messwerte im Bereich der ROI möglichst wenig gestört werden.

Kontrolle der Energiestabilität

Die Energie kann mit Absorptionsmessungen kontrolliert werden: In zwei verschiedenen Tiefen eines Mediums werden die Dosisleistungen gemessen und zueinander ins Verhältnis gesetzt. Aus einer Konstanz dieses Verhältnisses kann auf die Konstanz der betrachteten Energie geschlossen werden [27]. Mit einem geeigneten Absorber kann dieses Messprinzip auch mit einem EPID realisiert werden. Um eine Änderung der Energie im Bereich der in der Empfehlung festgelegten Toleranz überhaupt feststellen zu können, muss die Dicke des Absorbers aber der jeweils betrachteten Energie angepasst sein. Bei Verwendung eines Stufenkeils aus Plexiglas muss also für jede kontrollierte Energie mindestens eine Stufe geeigneter Dicke verfügbar sein. [36]

Zur Validierung der Methode wurden Messungen mit einem 4-stufigen Plexiglaskeil durchgeführt. Die Höhen der Keilstufen von 3 mm, 13 mm, 33 mm und 53 mm ergaben sich aus Tiefendosismessungen in Wasser und durch Tests mit Plexiglasabsorbern verschiedener Dicke. Für jede der 4 Keilstufen wurde das Verhältnis des Messwertes über der betrachteten Stufe zu zwei lateral ausserhalb der Keilstufe liegenden ROI berechnet. Dieses Verhältnis wird im Folgenden als „Schwächung“ bezeichnet.

Eine Stufe des Keiles ist dann für eine Kontrolle der Energie geeignet, wenn sich bei einer Variation der Energie die Schwächung möglichst reproduzierbar ändert. Die Änderung der Schwächung (U) muss also gross sein relativ zum Fehler der Änderung (St) selbst.

Die Bilder wurden mit 20 MU akquiriert. Die im Folgenden beschriebenen Auswertungen der akquirierten Felder erfolgen mit Hilfe des in Visual Basic geschriebenen Programmes „ECheck“. Dieses Programm wird dann auch für die wöchentliche Energiekontrolle selbst zum Einsatz kommen.

4.1.3. Resultate

Kontrolle der Homogenität und Symmetrie

Die Messungen wurden über ein Intervall von 5 Monaten durchgeführt. Zwischen verschiedenen Strahlenergien wurde die Position des Keils nicht verändert, wohl aber zwischen verschiedene Messserien. Für insgesamt 16 Kontrollen wurden die Symmetrie und das Overflattening in y-Richtung (Gun-Target-Richtung, „oben-unten“) und in x-Richtung (A-B-Richtung, „links-rechts“) bestimmt (Abbildung 4.1.3.a.). Parallel zu diesen Messungen wurden die Strahlenenergien mit den bis anhin angewandten Absorptionsmessungen kontrolliert. Das Verhältnis zwischen den Ionisationskammermessungen mit und ohne Absorber war innerhalb von 1 % konstant.

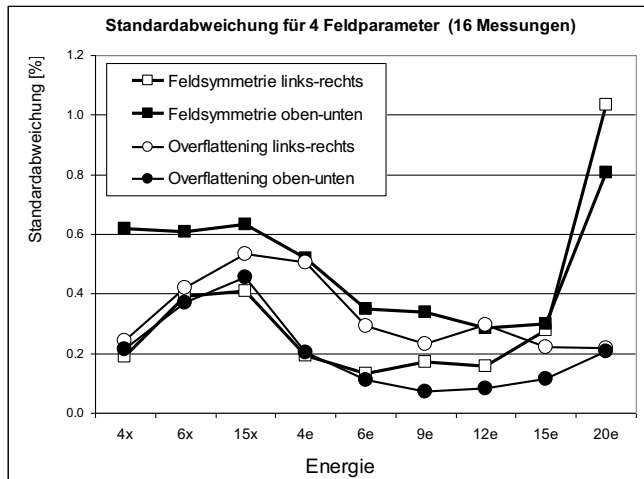


Abb. 4.1.3.a.: Standardabweichung der 4 Feldparameter aus 16 Messungen. Mit Ausnahme von zwei Werten liegen die Standardabweichungen für alle 9 kontrollierten Energien zwischen 0.1 und 0.7 %.

Die Standardabweichungen der 4 überprüften Parameter bewegen sich (ausser für 20 MV Elektronen: Feldsymmetrie in AB-Richtung = 1.03 % und Feldsymmetrie in GT-Richtung = 0.8 %) im Bereich zwischen 0.1 % und 0.7 %. Die über alle Energien und Feldparameter gemittelte Standardabweichung beträgt 0.3 %. Damit stimmt die Stabilität des EPID mit den Beobachtungen anderer Gruppen überein [32].

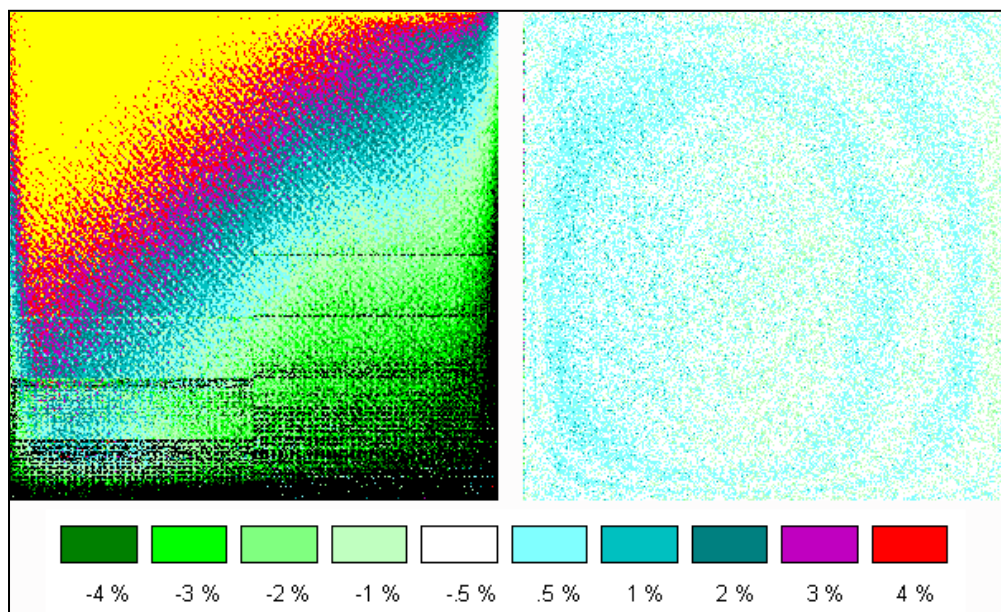


Abbildung 4.1.3.b.: Differenzbild für 20 MeV Elektronen vor (links) und nach (rechts) Ersetzen des EPID. Das fehlerhafte Bild zeigt neben Bildfehlern eine starke diagonale Abweichung der Feldfluenz, was Anlass zu einer Neujustierung gab.

Mit „HomSym“ konnten nach etwa 8 Monaten Bildartefakte beobachtet werden: In Abbildung 4.1.3.b. sind Ausfälle von Pixeln und sichtbare Übergänge zwischen benachbarten Untereinheiten des EPID erkennbar. Die Messmethode ist also auch geeignet, den Zustand des EPID selbst zu kontrollieren.

Kontrolle der Energie

Im am stärksten abfallenden Teil der auf 4 Schwächungsmessungen beruhenden Kurve reagiert das Messsystem am sensitivsten auf Änderungen der Energie (Abbildung 4.1.3.c.).

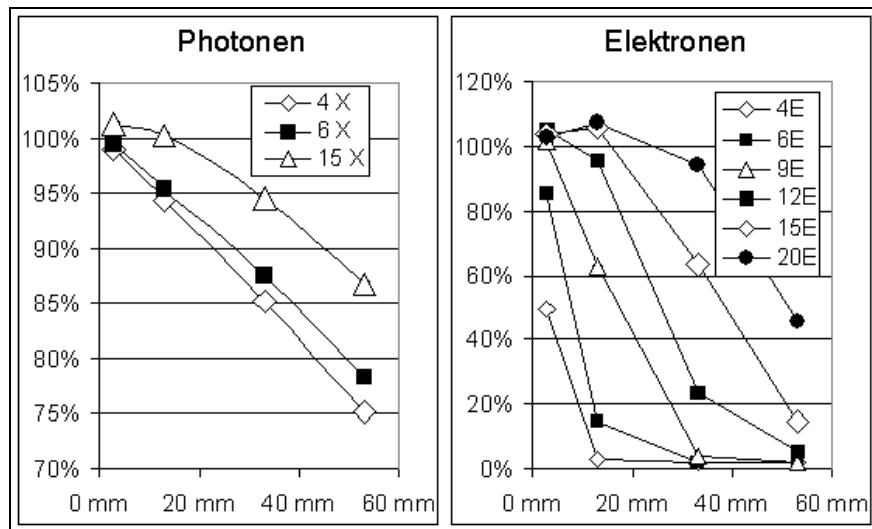


Abb. 4.1.3.c.: Schwächung unter den vier Stufen des Plexiglaskeils für alle verfügbaren Photonen- und Elektronenenergien als Funktion der Stufenhöhe

Zur Bestimmung der „differenziellen Empfindlichkeit“ (U/St) der einzelnen Keilstufen wurden Messungen mit dem Stufenkeil und anschliessend Messungen mit dem um 3 mm erhöhten Stufenkeil durchgeführt (Tabelle 4.1.3.). Mit diesem Vorgehen wurde eine Änderung der Energie simuliert. Um sicherzustellen, dass die Ergebnisse nicht kritisch von der Positionierung des Stufenkeils abhängen, wurde dabei die Lage des Stufenkeils auf dem EPID von Kontrolle zu Kontrolle variiert.

Tab. 4.1.3.: Bestimmung der differentiellen Empfindlichkeit durch Messungen mit dem Stufenkeil und mit dem mit Hilfe eines Plexiglasplättchens um 3 mm erhöhten Stufenkeil. Für jede Energie sind die Messungen jener Keilstufe dargestellt, welche die grösste differenzielle Empfindlichkeit aufweist.

Energie	4X	6X	15X	4E	6E	9E	12E	15E	20E
Sektor (1=dick, 4=dünn)	2	2	2	4	4	3	2	2	2
S: Mittelwert Stufenkeil	85.2%	87.5%	94.6%	49.5%	85.4%	62.6%	23.6%	63.2%	94.0%
D: Mittelwert Stufenkeil + 3mm	83.7%	86.1%	93.3%	15.9%	63.2%	47.1%	16.4%	53.5%	86.6%
U: Differenz S-D	1.5%	1.4%	1.3%	33.6%	22.2%	15.5%	7.1%	9.7%	7.4%
St: Std.Abweichung für S-D	0.3%	0.2%	0.3%	0.5%	0.6%	0.8%	0.6%	1.2%	1.3%
diff. Empfindlichkeit U / St	5.3	8.4	4.2	63.0	34.5	20.4	12.5	8.1	5.8

Anwendung im Rahmen der wöchentlichen Kontrolle

Die Referenzbilder für die Kontrollen der Feldfluenz und der Energie werden im Anschluss an eine erfolgreiche konventionelle Kontrolle aufgenommen. Die Bildakquisition erfolgt dabei, wie später auch bei der wöchentlichen Kontrolle, mit 5 MU. Zur Erreichung einer möglichst guten Sensitivität wird die Position des Stufenkeiles für die wöchentlichen Kontrollen immer gleich gewählt.

Die Anwendung des Programmes „HomSym“ im Rahmen der wöchentlichen Kontrolle ergibt sich aus den vorangegangenen Beschreibungen.

Die Energiekontrolle erfolgt mit dem Programm „Echeck“. Dazu wählt der Benutzer zuerst das Verzeichnis des aktuellen Sets an. Nach Auswahl der Maschine und des für die Kontrolle Verantwortlichen markiert der Benutzer die Ecken des Stufenkeils. Der Rest der Auswertung verläuft automatisiert: Das Programm berechnet für alle Energien die Schwächung der geeigneten Stufe. Anschliessend werden die Werte in einen fortlaufenden Report übertragen, wo sie mit den zu Beginn der Messserie gewonnenen Referenzwerten verglichen werden.

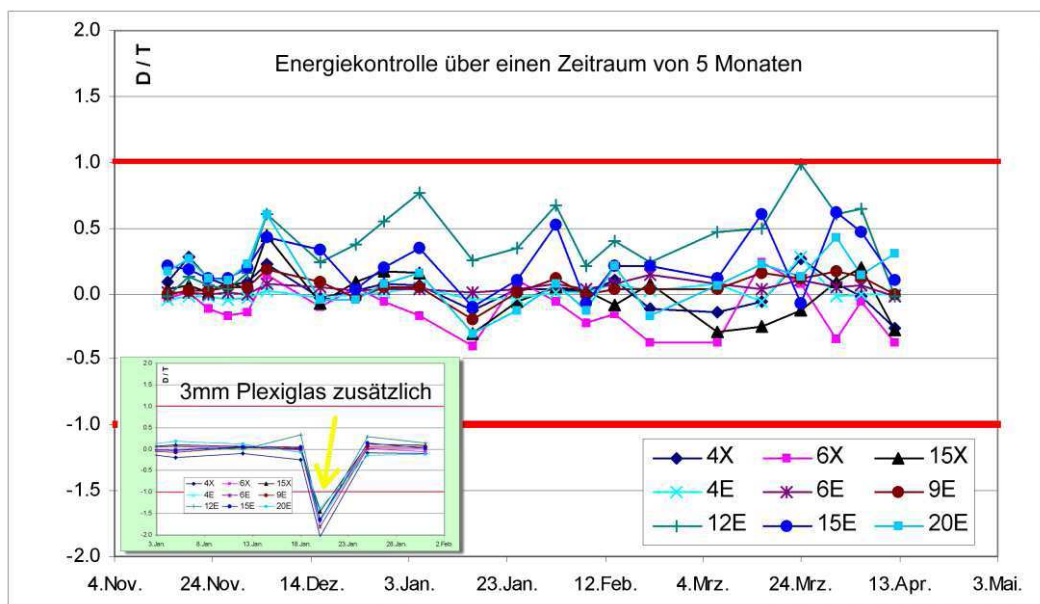


Abb. 4.1.3.d.: Messungen der Energiestabilität über 5 Monate. Dargestellt ist das Verhältnis „Differenz des Messwertes zum Sollwert“ / „Toleranzwert“, D/T . Die Messungen liegen im Toleranzbereich. Im kleinen Bild ist die Reaktion des Messsystems dargestellt, wenn zur Simulation einer Energieänderung 3 mm Plexiglas unter den Keil gelegt werden.

Während einer Periode von 5 Monaten wurde die Energie mit der vorgestellten Methode und mit der herkömmlichen Ionisationskammernmessung kontrolliert. In dieser Zeit wurden keine Abweichungen der Energie festgestellt. Die Messwerte liegen für beide Beschleuniger allesamt innerhalb des Toleranzbereiches $D/T = \pm 1$ (Abbildung 4.1.3.d.).

4.1.4. Diskussion

Dank der sofortigen Verfügbarkeit auch unter verschiedenen Gantrywinkeln können mit dem EPID Konstanzprüfungen der Symmetrie und Homogenität schnell und zuverlässig durchgeführt werden. Dabei weist das EPID eine sehr gute Langzeitstabilität auf. Gleichzeitig erlauben diese Kontrollen auch Aufschlüsse über den Zustand des EPID selbst.

Da zur Kontrolle der Energie dieselben Bilder verwendet werden wie für die Homogenität und Symmetrie, ist der Zeitaufwand für beide Kontrollen erheblich kleiner als mit den bis anhin verwendeten Methoden. Die Messungen haben gezeigt, dass die Messgenauigkeit der Feldfluenzkontrollen sogar verbessert werden konnte.

Für die vorgestellten Kontrollen wurden spezielle Programme geschrieben, die in der aktuell verwendeten Version allerdings auf die Auswertung der im Hause verfügbaren Maschinen und Energien zugeschnitten sind. Falls die EPID-Software einen Export der akquirierten Bilder in gebräuchlichen Bildformaten unterstützt, können diese Programme nach entsprechender Anpassung aber herstellerunabhängig auch in anderen Institutionen verwendet werden. Die vorgestellten Programme sind ohne Eingriffe in die Konfiguration des Auswerterechners unter Windows 2000 und Windows XP lauffähig. Windows Vista erfordert eine Registrierung.

4.2. Prüfung und Kalibration der MLC-Positionierung mit einem portalen Imagingsystem

4.2.1. Einführung

MLC sind in modernen Beschleunigern weit verbreitet und ermöglichen die technische Umsetzung der IMRT [37]. Bei der auch am Kantonsspital St.Gallen praktizierten Step-and-Shoot-Technik werden Feldsegmente abgestrahlt, die teilweise Breiten von weniger als einem Zentimeter aufweisen. Bei so schmalen Feldern führen Positionsabweichungen der Lamellen von wenigen Zehntelsmillimetern zu Dosisunsicherheiten von mehreren Prozenten [38]. Die SGSMP-Empfehlung Nr. 11 [27] fordert für die konventionelle dreidimensionale konforme Radio-Therapie (3DCRT) eine Genauigkeit der MLC-Positionierung von 1 mm. Für IMRT muss dieser Wert allerdings als oberster Toleranzwert verstanden werden [7]. Eine Kontrolle der MLC-Positionierung muss auch Abweichungen von deutlich weniger als 1 mm detektieren können, wobei der anfallende Zeitaufwand für eine engmaschigen Kontrolle nicht zu gross sein darf.

Eine Prüfung der Lamellenposition erlaubt der so genannte „garden fence test“: Durch opponierende Lamellen gebildete, schmale Felder (z. B. 1 mm x 24 cm) werden in regelmässigem Abstand (z. B. 2 cm) über das gesamte Bild verteilt. [7, 39]. Die Regelmässigkeit des sich ergebenden Musters wird visuell beurteilt. Eine Variante dieses Tests fügt Felder gleicher Breite aneinander [40, 41]. Wiederum wird visuell beurteilt, wie sich das Anschlussgebiet der Felder darstellt. Beide Methoden können bei geringem Zeitaufwand sowohl filmbasiert als auch mittels eines EPID durchgeführt werden. Da das Testresultat qualitativ vorliegt, fehlt aber ein Kriterium, ob die Positionierung einer Lamelle akzeptabel ist. Zudem kann nicht entschieden werden, ob eine beobachtete Abweichung durch die linke oder rechte gegenüberliegende Lamelle verursacht wird. Oder der Fehler gegenüberliegender Lamellen kompensiert sich gerade [41]. Bei quantitativer Auswertung der vorliegenden Bilder geht der Vorteil der Zeiteffizienz verloren.

Das elektronische portale Bildgebungssystem (EPID) wurde ursprünglich für die Kontrolle der Patientenpositionierung und des Zielvolumens entwickelt. Aufgrund seiner Eigenschaften wurde es aber schon früh auch für andere Aufgaben eingesetzt. So ist es jederzeit unter beliebigen Gantrywinkeln verfügbar und besitzt ein relativ grosses Gesichtsfeld. Die Bilder weisen eine hohe Auflösung und einen regulierbaren Kontrast auf. Sie sind geometrisch stabil. Die Dosis-Signal-Beziehung ist bei einer guten Langzeitstabilität linear [41].

Unterdessen umfasst das erweiterte Anwendungsspektrum des EPID u. a. Kontrollen des Strahlfeldprofils [42] und der Strahlenergie [36], die dosimetrische Verifikation von IMRT-Bestrahlungsplänen [43, 44], Messungen der Absorptionseigenschaften von Lagerungshilfen [45] und die mechanische Ausrichtung und Kalibration der Kollimatoren und der MLC-Bänke [46].

In der Literatur wurden verschiedene Lösungen zur Kontrolle der MLC-Positionierung mit einem EPID vorgeschlagen. Arnold [33] verwendete zur Festlegung des Strahlfeld-Koordinatensystems ein Punktraster als Referenz. Dieses wurde durch die Schnittpunkte

von Streifenmustern gebildet, die unter Kollimatorwinkeln von 0° und 90° mit den Lamellen des MLC erzeugt wurden. Yang et al. [47] legten ROI über den Bereich des Feldrandes und schlossen aus dem integralen Signal auf die Position der Lamellenspitze. Budgell et al. [42] entnahmen dem Differenzbild zwischen einer aktuellen Aufnahme und einem Referenzbild Informationen über die Positionierung der Lamellen.

Die Kalibration der MLC erfolgte in St.Gallen bis anhin mit Filmen durch den Hersteller (Elekta). Eine Justierung aller 80 Lamellen war ein zeitaufwändiger, iterativer Prozess. Nur mühsam konnte eine Genauigkeit der Kalibration deutlich von unter einem Millimeter erreicht werden [40, 47, 48]. Vor Kurzem wurde vom Hersteller die Kalibration der MLC mit Hilfe des Programmes „AutoCal“ (Scanditronix-Wellhöfer) [46] und des EPID eingeführt. Dieses Programm unterstützt den gesamten Kalibrationsprozess von der Ausrichtung der Kollimatoren und der MLC bis zur Kalibration der Lamellen und wird vom Hersteller bereits im Werk zur Montage und Justierung des Kollimatoren und MLC verwendet. Es greift direkt auf die Datenbank der iViewGTTM-Bediensoftware des EPID zu und kann die zur Kalibration erforderlichen Werte direkt an den Beschleuniger übergeben. Trotzdem nimmt eine Kalibration der MLC deutlich mehr als 2 Stunden in Anspruch. Für eine schnelle Kontrolle der MLC-Position ist das Programm nicht geeignet, weil das Messsystem vor dessen Einsatz mit verschiedenen EPID-Aufnahmen kalibriert werden muss. Unter anderem werden dabei das Isozentrum und der Abbildungsmassstab bestimmt.

Das Ziel dieser Studie ist es, eigene Methoden zur regelmässigen Kontrolle der MLC-Position mit Hilfe eines EPID zu entwickeln. Das Gerät wurde im Kapitel 4.1.2. vorgestellt. Die Kontrollen müssen hinreichend genau und einfach anwendbar sein, wenig Zeit beanspruchen und problemlos auf andere Systeme übertragen werden können. Zudem sollen sie unempfindlich gegenüber individuellen Detektoreigenschaften und kostengünstig in der Umsetzung sein. Derer Einsatzgebiet soll sowohl relative Messungen im Rahmen regelmässig wiederkehrenden Kontrollen als auch die absolute Positionsbestimmung der Lamellen abdecken. Es soll gezeigt werden, dass die geometrischen und strahlenphysikalischen Eigenschaften der Messmethoden ausreichen, um die Lamellenposition mit der verlangten Genauigkeit zu bestimmen.

4.2.2. Material

Die Messungen werden mit zwei Elekta-Synergy-Beschleunigern mit 6 MV Photonen durchgeführt.

Die im Folgenden verwendete Nomenklatur für Winkel- und Feldgrössenangaben erfolgt gemäss IEC 1217 [49]. Feldgrössen- und Distanzangaben gelten in einem Abstand zum Fokus von 100 cm. Die verwendeten Feldformen wurden mit Hilfe des R&V-Systems (Oncentra Record 2.1. von TheraNostic) aufgerufen. Für Filmmessungen wurden Kodak-EDR2-Filme verwendet. Die Verarbeitung der Filme erfolgte mit einer Entwicklungsmaschine des Typs „OPTIMAX 2010“ von PROTEC medical systems und einem Scanner des Modells „Diagnostic Pro“ von Vidar.

Zur Auswertung der EPID-Bilder wurde das Programm „MLC check“ entwickelt. Es bietet drei prinzipiell unterschiedliche Methoden an, die MLC-Positionierung zu kontrol-

lieren. Zur Optimierung der Rechengeschwindigkeit werden die Bilder intern mit 256 Grauwertstufen verarbeitet.

4.2.3. Methoden

4.2.3.1. Erste Methode: Vergleich mit Referenzbildern

Diese Methode ist für eine schnelle Kontrolle der Stabilität der Lamellenpositionierung z. B. während einer Wochenkontrolle konzipiert. Dabei werden 5 Referenzbilder, die im Anschluss an eine Neukalibration der MLC aufgenommen wurden, mit 5 aktuellen Bildern derselben Feldform verglichen. Die Feldformen werden so gewählt, dass ein möglichst grosser Teil des Fahrweges der Lamellen überprüft wird (Abbildung 4.2.3.1.a). Der Vergleich erfolgt für die Gantrywinkel 0, 90, 180 und 270° getrennt. Die Position des EPID wird während einer Messserie nicht verändert.

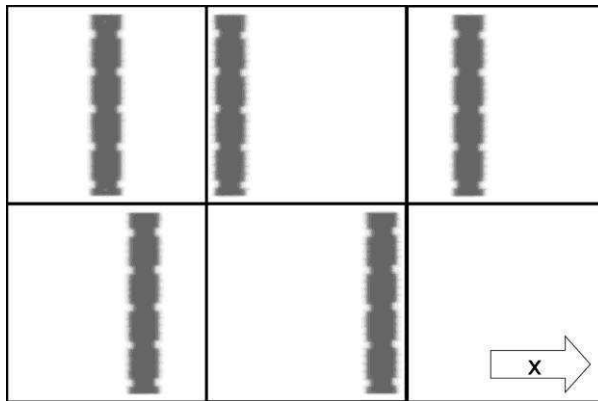


Abb. 4.2.3.1.a.: EPID-Bilder von Feldern, die für die 1. Methode verwendet werden. Die Feldlängen betragen 24 cm. Position der MLC: $(x_1, x_2) = (-2 \text{ cm}, 2 \text{ cm}), (-12 \text{ cm}, -8 \text{ cm}), (-7 \text{ cm}, -3 \text{ cm}), (3 \text{ cm}, 7 \text{ cm}), (8 \text{ cm}, 12 \text{ cm})$. Zur besseren Identifikation ist jede fünfte Lamelle um 0.5 cm ins Strahlungsfeld verschoben.

Eigene Messungen haben gezeigt, dass das EPID seine Nullposition relativ zum Strahlerkopf mit einer Reproduzierbarkeit von etwa 0.5 mm anfährt, wobei durch die mechanische Beanspruchung und durch Materialermüdung über längere Zeit eine Drift zu beobachten ist. Zudem ist die Nullposition wegen der Gravitation vom Gantrywinkel abhängig. Sollen die Lamellenpositionen deutlich genauer als 1 mm bestimmt werden, müssen die Bilder vor einem pixelweisen Vergleich also aufeinander ausgerichtet werden.

Die Ausrichtung eines EPID-Bildes mittels eines Markers wird in der Literatur beschrieben [38]. Dieser befindet sich im Strahlungsfeld-Isozentrum. Die erhöhte Leckstrahlung zwischen den Lamellen ist auf dem EPID-Bild als Linie erkennbar, welche die Fahrrichtung der Lamellen anzeigt. An anderer Stelle wird beschrieben, wie ein EPID-Bild mit Hilfe einer Minimalisierungsfunktion iterativ durch Drehen und Verschieben mit einem Referenzbild derselben Feldform zur Deckung gebracht werden kann [41].

Zur Festlegung eines mit dem Strahlerkopf fest verbundenen geometrischen Referenzsystems benötigt das in St.Gallen entwickelte Programm „MLC check“ eine ungelochte Blockträgerplatte, in die zwei parallel zur Strahldivergenz ausgerichtete Stahlstifte von 1.5 mm Durchmesser eingelassen sind. Die Marker befinden sich ungefähr auf der parallel zur Target-Gun-Achse verlaufenden Linie durchs Isozentrum und sind etwa 11.2 cm

vom Isozentrum entfernt (Abbildung 4.2.3.1.b.). Die Platte wird am Strahlerkopf befestigt. Die Marker werden im ersten Bild der Messserie (siehe Abbildung 4.2.3.1.a.) dargestellt und ermöglichen die Berechnung von Parametern für die Rotation und Translation, die dann schliesslich für die Ausrichtung aller aktuell gewonnenen Bilder auf die Referenzbilder verwendet werden können (Abbildung 4.2.3.1.b.).

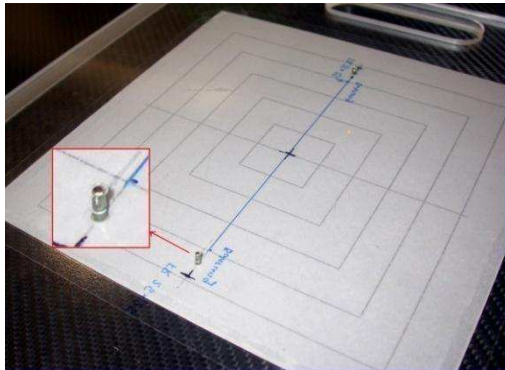


Abb. 4.2.3.1.b.: Trägerplatte mit 2 Markern. Zur Kontrolle des Lichtfeldes ist eine Folie mit Linien für verschieden grosse Felder auf die Trägerplatte aufgeklebt.

Die Pixelgrösse des EPID beträgt etwa $\frac{1}{4}$ mm x $\frac{1}{4}$ mm. Für eine manuelle Festlegung der Markerpositionen ist die Auflösung somit nicht ausreichend. Die Markersuche erfolgt deshalb programmgestützt, indem der Schwerpunkt des Markersignals lokalisiert wird. Als Ausgangspunkt der Markersuche dienen die bekannten Markerpositionen im Referenzbild. Um eine allfällig zweifelhafte Ortung festzustellen, wird im Anschluss an die Markersuche eine Grösse berechnet, die ein Mass für die Dichteverteilung der dem Marker zugerechneten Pixel ist: Werden Pixel fälschlicherweise als zu einem Marker gehörig interpretiert, sind sie i. Allg. locker und unregelmässig über die kontrollierte Fläche verteilt. Auf der kontrollierten Fläche werden jene Punkte als zum Markersignal gehörend interpretiert, deren Intensitäten unter einer variabel einstellbaren Schwelle (z. B. 80 % der maximalen Intensität im Bild) liegen. Anschliessend wird der Radius jenes „Referenzkreises“ ermittelt, der dieselbe Fläche aufweist wie die dem Marker zugerechneten Pixel zusammen. Der Mittelwert der auf den „Referenzradius“ normierten Abstände aller betrachteten Pixel zum Markerschwerpunkt ermöglicht Rückschlüsse auf die Klarheit des Markersignals. Damit die Methode zufrieden stellend funktioniert, müssen die in die Trägerplatte eingelassenen Stifte ein hinreichend gutes Signal im Bild erzeugen. Falls die Markersuche zweifelhaft ausgefallen ist, reagiert das Programm mit einer entsprechenden Warnung.

Zur geometrischen Anpassung des aktuellen Bildes an das Referenzbild berechnet das Programm Parameter für die Rotation und Translation und setzt die Anpassung um.

Anschliessend werden im aktuellen und im Referenzbild die Schwellenwerte zur Bestimmung der Feldrandposition ermittelt: Auf einer Linie, die in der Lamellenfahrriichtung durch den Schwerpunkt des Strahlfeldes verläuft, werden der maximale und minimale Pixelwert bestimmt. Der daraus berechnete Mittelwert wird als Schwellenwert des jeweiligen Bildes verwendet. Anschliessend wird zeilenweise für jedes Pixel kontrolliert, ob dessen Wert über dem Schwellenwert des betrachteten Bildes liegt. Fällt die Antwort für die korrespondierenden Pixel beider Bilder verschieden aus, wird das Pixel im aktuellen Bild eingefärbt, wobei die Farbe die Anzahl der in Zeilenrichtung unmittelbar angren-

zenden, abweichenden Pixel codiert. Diese Darstellung erlaubt eine schnelle quantitative Beurteilung der Reproduzierbarkeit der Lamellenpositionierung (Abbildung 4.2.3.1.c.).

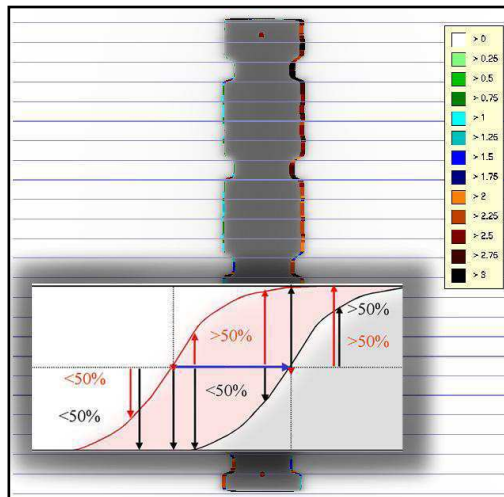


Abb. 4.2.3.1.c. Grosses Bild: farbcodiertes Differenzbild (Legendenangaben in mm).

Kleines Bild im Vordergrund: Bestimmung der Feldrandverschiebung anhand der relativen Lage des Pixelwertes zum jeweiligen Schwellenwert: Die rote Kurve stellt die Pixelwerte im aktuellen Bild, die schwarze Kurve die Pixelwerte im Referenzbild dar.

Da zwischen dem aktuellen und dem Referenzbild lediglich ein relativer Vergleich durchgeführt wird, ist die Methode unempfindlich gegenüber Einflüssen, die sich sowohl auf das Referenzbild als auch auf das aktuelle Bild auswirken. Bei einer absoluten Messung der Lamellenpositionen müssen diese Einflüsse berücksichtigt werden.

Zur Kontrolle dieser Vergleichsmethode wurden zwei Tests durchgeführt:

Erster Test: Ein reguläres Feld mit einer Grösse von 4 cm x 24 cm und einem Kollimatorwinkel von 0° wurde mit 6 Feldern gleicher Feldform, aber unterschiedlicher Kollimatorwinkel verglichen. Diese betragen -6, -4, -2, +2, +4 und +6°. Die sieben Felder waren über das R&V-System aufgerufen worden. Zwischen den Aufnahmen platzierten die MLC die Lamellen deshalb immer wieder neu. Plattenhaltevorrichtung und Markerplatte waren zwischen den Aufnahmen neu montiert worden. Die beiden Längsseiten der Felder wurden durch je 24 Lamellen gebildet. Da vorangehende Messungen gezeigt haben, dass die MLC ihre Position mit einer Reproduzierbarkeit von 0.05 mm anfahren, wurden die Feldformen innerhalb dieses Bereiches als übereinstimmend betrachtet.

Der Vergleich der Feldformen erfolgte mittels der ersten Messmethode von „MLC check“. Zur geometrischen Anpassung verwendete das Programm die auf allen Bildern sichtbaren Marker und berechnete die sechs Differenzbilder. Anschliessend wurden die Positionsunterschiede der durch die Lamellen definierten Feldränder untersucht. Die an die Feldecken angrenzenden Bereiche wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Zeilenweise wurde die Zahl der unmittelbar aufeinander folgenden, als abweichend gekennzeichneten Pixel gezählt. Auf jeder der zwei Längsseiten der sechs Bilder standen so 946 Pixelfolgen zur Auswertung bereit.

Zweiter Test: Ohne vorherige Korrektur durch Drehen wurde das Differenzbild der zwei unter 0° und 2° aufgenommenen Bilder berechnet. Der Unterschied in der Registrierung des Feldrandes nahm deshalb mit zunehmendem Abstand zum Isozentrum linear zu. In 12 cm Abstand zum Isozentrum musste eine Abweichung von 4.2 mm erwartet werden. Mit Hilfe des Differenzbildes konnte die vom Programm farblich codierte Feldrandabweichung kontrolliert werden.

Resultate

92.7 % aller ausgewerteten Pixelfolgen weisen auf Feldrandunterschiede hin, die kleiner oder gleich 1 Pixel oder 0.25 mm sind (Abbildungen 4.2.3.1.d. und e.). Die Feldrandunterschiede von 99.9 % aller Profile sind kleiner oder gleich 2 Pixel. Der Mittelwert der registrierten Feldrandunterschiede liegt bei 0.56 Pixeln oder 0.15 mm.

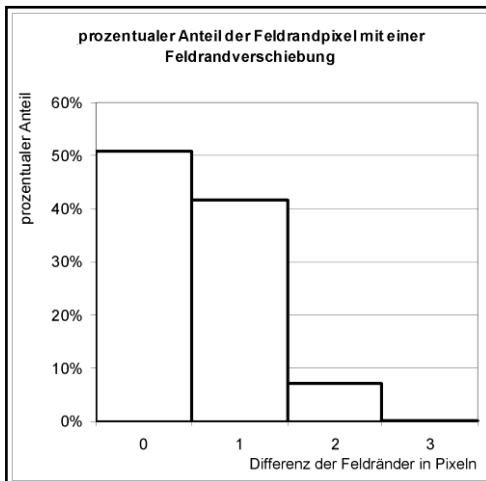


Abb. 4.2.3.1.d.: Anteil der Pixel auf den untersuchten Profilen, für die eine Feldrandverschiebung von 0 bis 3 Pixeln festgestellt wurde

Im rechten Bild der Abbildung 4.2.3.1.e. sind mit zunehmendem Abstand vom Isozentrum grössere Unterschiede der Feldrandposition erkennbar. Ungefähr 8 bis 9 cm vom Isozentrum entfernt wird eine Abweichung von etwa 3.0 mm codiert. Bei einem Unterschied der Kollimatorwinkel von 2° wird diese Abweichung in einem Abstand von 8.5 cm zum Isozentrum erwartet. Die Verschiebung des Feldrandes wird also korrekt detektiert und farblich codiert. Dagegen treten auf dem linken Differenzbild kaum Feldrandunterschiede auf: Dessen Bilder wurden vor dem Vergleich geometrisch angepasst.

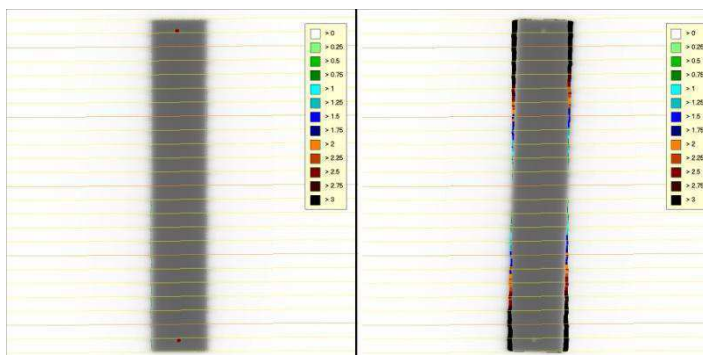


Abb. 4.2.3.1.e.: Mit der ersten Methode erzeugte Differenzbilder (Legendenangaben in mm). Links: Differenzbild der unter einem Kollimatorwinkel von -6° und 0° aufgenommenen, ausgerichteten Bilder, dem das 0° -Bild unterlegt ist. Rechts: Kontrolle der Sensitivität. Differenzbild der unter einem Kollimatorwinkel von 0° und -2° aufgenommenen Bilder, ohne dass die Kollimatorendrehung korrigiert wurde

Die Messgenauigkeit der Methode ist aus mehreren Gründen beschränkt: Während der geometrischen Anpassung werden die Bilder durch Drehen und Verschieben ans Referenzbild angepasst. Dabei wird aber bei der Festlegung der Intensität eines Pixels nicht zwischen Pixelwerten interpoliert, wodurch ein Fehler in der Größenordnung von maximal einem halben Pixel entstehen kann. Weitere Ursachen einer fälschlich registrierten Feldrandverschiebung können in einer fehlerbehafteten Registrierung der Markerposition, der beschränkten Grauwertskala und, durch die Vergleichsmethode bedingt, in Rundungsproblemen bei der (ganzzahligen) Festlegung der Translation und der Feldranddifferenz liegen. Trotzdem kann die MLC-Positionierung mit der ersten Messmethode von „MLC check“ präziser als 0.2 mm geprüft werden.

4.2.3.2. Zweite Methode: Vergleich des MLC-Feldrandes mit dem Feldrand des Backup-Kollimators

Zur Abschirmung der Durchlassstrahlung durch die Lamellen sind im Strahlerkopf des Elekta Synergy Beschleunigers zusätzliche Kollimatoren angebracht. Da diese „Backup-Kollimatoren“ parallel zu den Achsen des Strahlfeld-Koordinatensystems orientiert sind, eignen sie sich als Referenz zur Ausrichtung der MLC [50, 51].

Im klinischen Betrieb werden die Strahlfelder durch die MLC geformt. Wenn die Lamellen nun aber für Messzwecke genügend weit aus dem Strahlfeld zurückgezogen werden, formen die Backup-Kollimatoren ein rechteckiges Strahlfeld mit streng linearen Feldrändern. Im Folgenden wird ein solches Feld als „Kollimatorfeld“ bezeichnet. Entsprechend wird ein rechteckiges, in der Richtung der MLC-Fahrriichtung nur durch die Lamellen geformtes Strahlfeld als „MLC-Feld“ bezeichnet.

Die zweite in „MLC check“ integrierte Messmethode vergleicht ein rechteckiges „MLC-Feld“ mit einem möglichst gleich breiten „Kollimatorfeld“. Die EPID-Aufnahmen dieser Felder erfolgten unmittelbar nacheinander, ohne dass die geometrische Ausrichtung des EPID zum Strahlerkopf verändert wurde. Eine geometrische Anpassung der Bilder ist deshalb nicht nötig. Die Lamellenpositionen können mit „MLC check“ entweder relativ zu einer linearen Anpassung an den Feldrand des zugehörigen Backup-Kollimators oder relativ zum Feldrand selbst gemessen werden. Die Bestimmung der Schwellenwerte für die Feldrandmessung erfolgt gleich wie für die erste Methode. Die Transmission durch die Lamellen und den Backup-Kollimator wird nicht berücksichtigt, da nur die relative Lage der Lamellen untereinander interessiert. Durch den relativen Vergleich kürzen sich systematische Fehler bei der Bestimmung des Feldrandes nämlich wieder heraus.

Bei einer korrekten Kalibration des MLC müssen für rechteckige Felder die Abstände der Lamellen zum Feldrand des „Kollimatorfeldes“ übereinstimmen. Falls eine bereits kalibrierte Lamelle als Referenz verwendet wird, kann diese Messmethode zur Kalibration der übrigen Lamellen verwendet werden. Dieses Vorgehen ist in der Abbildung 4.2.3.2.a. dargestellt: Die Akquisition der Bilder erfolgte vor Beginn einer Neukalibration der MLC. Die y-Achse umfasst den Bereich von 0.2 bis 1.4 mm. Die bereits kalibrierte Referenzlamelle Nr. 20 ist dunkelblau hervorgehoben. Ihr (scheinbarer) Abstand zum Backup-

Kollimator beträgt etwa 0.5 mm. Die anderen Lamellen werden nun relativ zur Position der als Referenz verwendeten Lamelle Nr. 20 ausgerichtet.

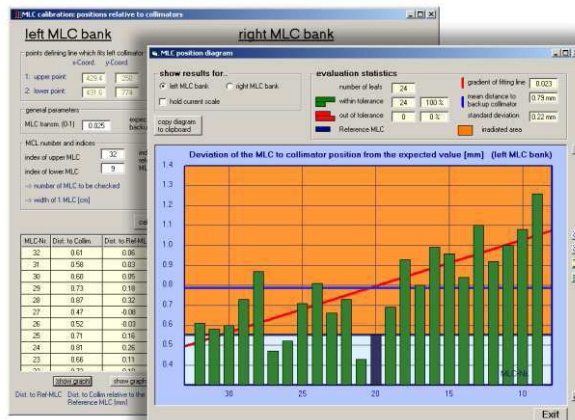


Abb. 4.2.3.2.a.: Numerische (im Hintergrund) und grafische Darstellung von 24 Lamellenpositionen mittels der zweiten Methode vor einer Anpassung der Kalibration mit „MLC check“.

Einige in die grafische Darstellung integrierte Kenngrößen erleichtern die Beurteilung der Kalibration:

- die Neigung der angepassten Geraden an die Lamellenspitzen relativ zum Backup-Kollimator. Gleichzeitig wird die lineare Anpassung durch die Lamellenspitzen mit einer roten Linie verdeutlicht;
- der mittlere Abstand der Lamellen zur Referenzlamelle: Eine blaue Linie markiert die Lage des mittleren Abstandes;
- die Standardabweichung des Abstandes der Lamellen zur Referenzlamelle.
- Unter Berücksichtigung einer frei wählbaren Toleranz werden Lamellen rot eingefärbt, welche die Genauigkeitsanforderungen nicht erfüllen.

Die Abmessungen des EPID erlauben es, 24 Lamellen pro Bank in einem Durchgang zu kontrollieren. Sollen auch die Lamellen am Feldrand geprüft werden, muss das EPID in die entsprechende Richtung verschoben werden.

Test: An einem der Beschleuniger wurde eine Kalibration zuerst mit Filmen, anschließend mit Hilfe von „MLC check“ durchgeführt. Vor der zweiten Kalibration wurde mit Filmen zuerst kontrolliert, ob die Backup-Kollimatoren und beide Referenzlamellen korrekt kalibriert waren. Im Folgenden werden nur die Messungen der zentralen 24 Lamellen beider Bänke gezeigt.

Mit Hilfe der zweiten Methode von „MLC check“ wurden die relativen Abstände der untersuchten Lamellen zur Referenzlamelle gemessen. Abweichende Lamellen wurden wenn nötig mit der vorgegebenen Auflösung von $\frac{1}{7}$ mm neu kalibriert. Anschliessend wurden neue Bilder aufgenommen. Das Vorgehen wurde so lange wiederholt, bis die Positionen aller untersuchten Lamellen innerhalb von 0.5 mm übereinstimmten.

Resultate

Abbildung 4.2.3.2.b. zeigt Messungen der MLC-Positionen relativ zur Referenzlamelle Nr. 20. Die Diagramme wurden im Anschluss an die erste Kalibration mit Filmen und die zweite Kalibration mit dem EPID und mit „MLC check“ erzeugt.

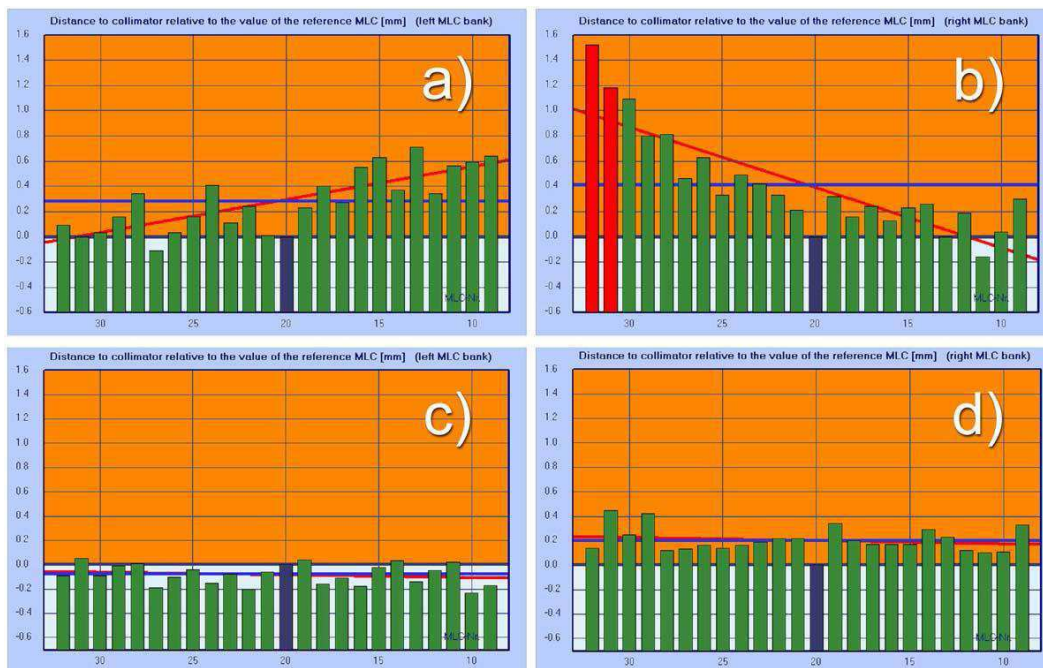


Abb. 4.2.3.2.b. Bild a und b: Kalibration mit Filmen. Bild c und d: Kalibration mit Hilfe von „MLC check“ für die linke (Bild a und c) und die rechte MLC-Bank (Bild b und d). Die Abstände der Lamellen werden relativ zur Lamelle 20 gemessen und sind in mm angegeben. Die x-Achse ist mit der Nummer der Lamelle versehen.

In der Tabelle 4.2.3.2.a. sind Parameter aufgeführt, die eine quantitative Interpretation der Kalibration erlauben. Mit der beschriebenen Messmethode hätte die Kalibration weiter optimiert werden können. Insbesondere weisen die Lamellen der linken Bank offensichtlich einen anderen mittleren Abstand zur Referenzlamelle auf als jene der rechten Bank. Da die mittleren Abstände zur Referenzlamelle aber kleiner als 0.5 mm waren, wurde der Kalibrationsprozess abgeschlossen.

Tab. 4.2.3.2.a.: Parameter der Auswertungen mit Filmen / mit „MLC check“

Bild		Gradient [mm/Lamelle]	mittlerer Abstand zur Referenzlamelle [mm]	Standardabweichung [mm]
mit Filmen	links (a)	0.026	0.28	0.24
	rechts (b)	-0.048	0.42	0.41
mit „MLC check“	links (c)	-0.002	-0.08	0.08
	rechts (d)	-0.003	0.2	0.1

Mit Hilfe von „MLC check“ konnte die Linie durch die MLC-Front besser an den Backup-Kollimator angepasst werden. Ebenso liess sich die Homogenität des Abstandes der Lamellen zum Backup-Kollimator verbessern. Während die filmbasierte Kalibration ohne „MLC check“ mehrere Stunden in Anspruch nahm, dauerte sie mit Hilfe von „MLC check“ deutlich weniger als eine Stunde.

4.2.3.3. Dritte Methode: „Absolute“ Messung der Lamellenpositionen

Beide bisher beschriebenen Methoden beruhen auf Relativmessungen. Soll die Position der Lamellen aber „absolut“, d. h. im Strahlfeld-Koordinatensystem, bestimmt werden, müssen verschiedene Eigenschaften des EPID und der Lamellen berücksichtigt werden. Im Folgenden wird gezeigt, wie die Positionen der Lamellen mit Hilfe der Markerplatte unter einem Gantrywinkel von 0° absolut gemessen werden können.

Zur Vermeidung von perspektivischen Verzerrungen muss die Fläche des EPID senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sein. An den verwendeten zwei Beschleunigern können in Übereinstimmung mit Beobachtungen anderer Gruppen Kippungen des EPID relativ zur Isozentrumslinie von 0.2° und 0.7° gemessen werden [42]. Im letzteren Falle bewirkt dies in 12 cm Abstand zur Isozentrumslinie in der Richtung der Neigung eine Änderung des Abbildungsmaßstabes von $\pm 0.15\%$. Im ungünstigsten Falle resultiert daraus ein Messfehler von gegen 0.2 mm. Die Messungen zur Validierung der Methode werden deshalb nur am Gerät mit dem besser ausgerichteten EPID durchgeführt und erfolgen unter einem Gantrywinkel von 0° .

Umrechnung der Koordinaten eines Punktes vom Bildkoordinaten- ins Strahlfeldkoordinatensystem

Bei Kenntnis der Markerkoordinaten sowohl im Strahlfeld- als auch im Bildmatrix-System können zwei Faktoren a und b bestimmt werden, die zur Umrechnung der Koordinaten eines Punktes im Bildmatrixsystem in jene des Strahlfeld-Koordinatensystems dienen (Abbildung 4.2.3.3.a.). Das Vorgehen zur Bestimmung der Faktoren ist in 4.2.5. beschrieben.

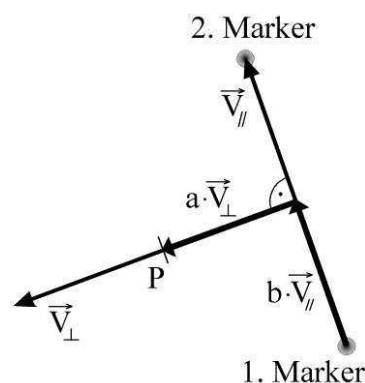


Abb. 4.2.3.3.a. Umrechnung der Koordinaten eines Punktes P vom Bildkoordinaten- ins Strahlfeldkoordinatensystem: Durch die Marker werden zwei zueinander orthogonale Vektoren gleicher Länge V_{\parallel} und V_{\perp} definiert. In beiden Koordinatensystemen können die Koordinaten eines beliebigen Punktes P durch die Koordinaten des ersten Markers, die Einheitsvektoren V_{\parallel} und V_{\perp} und zwei von der Lage von P abhängige Faktoren a und b ausgedrückt werden.

Bestimmung der Markerkoordinaten im Strahlfeldsystem

Die Genauigkeit der Markerkoordinaten im Strahlfeldsystem beeinflusst direkt die Genauigkeit, mit der die Position der Lamellen ermittelt werden kann. Zur exakten Bestimmung

mung der Markerkoordinaten bietet sich dank seiner hohen Auflösung und Abbildungstreue das EPID an. Vorher müssen aber in den verwendeten Bildern die Koordinaten des Feldisozentrums bekannt sein. In der Literatur werden Methoden erläutert, wie die Lage des Feldisozentrums auf dem EPID mit Hilfe von rechteckigen Feldern bestimmt werden kann, die unter Kollimatorwinkeln von 0° und 180° aufgenommen wurden [51, 48]. Im Folgenden werden eigene Methoden zur Bestimmung der Lage des Isozentrums auf dem EPID und anschliessend der Markerkoordinaten im Strahlfeldsystem vorgestellt.

Bestimmung der Lage des Isozentrums: Es werden die Bildkoordinaten der Marker in Aufnahmen benötigt, die unter verschiedenen Kollimatorwinkeln aufgenommen wurden (0° ; etwa 90° , 180° und 270°). Beim unter 0° aufgenommenen Bild muss die Bildmatrix des EPID möglichst exakt parallel zu den Achsen des Strahlfelds ausgerichtet sein. Denn dieses Bild wird anschliessend zur Bestimmung der Markerkoordinaten benötigt. Deshalb wird ein nur durch die Kollimatoren beschränktes Feld verwendet, denn die Kollimatoren sind ja parallel zu den Koordinatenachsen des Strahlfelds ausgerichtet. Anschliessend werden mit „MLC check“ in allen vier Bildern die Pixelkoordinaten beider Marker bestimmt. Die vier Koordinatenpaare eines Markers gehören dann zu einem Kreis um das gesuchte Isozentrum. Da die Mittelsenkrechten durch 2 beliebig ausgewählte Markerpositionen sich im Isozentrum schneiden, können dessen Bildkoordinaten berechnet werden. Dazu genügen die Koordinaten von drei der vier Markerpositionen. Durch Berücksichtigung beider Marker und Variation der verwendeten drei Bilder ergeben sich somit acht Möglichkeiten, die Markerkoordinaten zu bestimmen. Die Streuung der acht Messwerte erlaubt Rückschlüsse auf die Stabilität des Strahlfeld-Isozentrums unter Kollimatordrehung.

Bestimmung der Markerkoordinaten im Strahlfeldsystem: Nach Bestimmung des Skalierungsfaktors des EPID (cm/Pixel) können die Koordinaten der Marker berechnet werden.

Die Präzision der Isozentrumskoordinaten bestimmt, zusammen mit jener des Skalierungsfaktors, die Genauigkeit der Markerkoordinaten im Strahlfeldkoordinatensystem. Diese Genauigkeit überträgt sich schliesslich auf die Genauigkeit der Lamellenlokalisierung.

Stabilität der Markerplattenfixierung relativ zum Strahlfeld

Die Messmethode setzt voraus, dass die Koordinaten der Marker im Strahlfeldkoordinatensystem konstant sind. Dazu müssen sowohl die Plattenhaltevorrichtung mit dem Strahlerkopf als auch die Markerplatte mit der Plattenhaltevorrichtung fest verbunden sein.

1. Test: Trägerplatteneinsatz und Markerplatte wurden bei unveränderter Ausrichtung der Gantry, des Strahlerkopfes und des EPID montiert. Dann wurde ein EPID-Bild aufgenommen. Das Vorgehen wurde zehnmal wiederholt. Mit „MLC check“ wurden in den zehn akquirierten EPID-Bildern die Koordinaten der Marker gemessen.

Geometrische Linearität des EPID

Für eine korrekte Messung wird vorausgesetzt, dass die Pixelmatrix des EPID geometrisch linear ist (analog zur bei Gammacameras gebräuchlichen intrinsischen räumlichen Linearität gemäss NEMA NU 1/2001 – 3.1). Trifft dies zu, bildet die Pixelmatrix des

EPID ein regelmässiges, verzerrungsfreies Gitter, so dass die Pixel derselben Matrixzeile oder -spalte auf einer Linie liegen.

2. *Test:* Dank der linearen Vorderkante der Kollimatoren stellt sich jeder Feldrand eines Backup-Kollimators, vom Bereich um die Feldecken abgesehen, als Linie dar. Zur Kontrolle der Linearität wurden mit dem EPID Bilder von durch die Backup-Kollimatoren beschränkten Feldern aufgenommen. Dabei wurde für die Kollimatorwinkel 0° , 180° und 90° der Bereich des MLC-Fahrweges zwischen $x = -12$ cm und $x = +12$ cm untersucht. Die Felder wiesen eine Länge von 24 cm auf, und die Werte von (x_1, x_2) betrugen: $(-12$ cm, -8 cm), $(-7$ cm, -3 cm), $(-2$ cm, 2 cm), $(3$ cm, 7 cm) und $(8$ cm, 12 cm).

Auf den kontrollierten 30 Feldrändern wurde die Position von 25 Punkten im Abstand von 9.3 mm bestimmt. Anschliessend wurde der Abstand dieser 25 Punkte zur linear angepassten Trendlinie gemessen. Die Aufnahme unter einem Kollimatorwinkel von 180° wurde durchgeführt, um eine allfällige Nichtlinearität der Kollimatorkante selber detektieren zu können. Denn eine solche Nichtlinearität könnte sich mit einer Nichtlinearität des EPID decken.

Festlegung des Schwellenwertes für die Feldrandbestimmung

Der bezüglich des maximalen Pixelwertes im Strahlungsfeld berechnete Schwellenwert von 50 % ist geeignet, mit dem EPID die Position der Lamellen zu bestimmen [40, 52, 53]. Zur Bestimmung des Schwellenwertes müssen die Transmission durch die Lamellen und ein allfälliger konstanter Untergrund berücksichtigt werden (Abbildung 4.2.3.3.b.). Aus einem durch den Schwerpunkt des Strahlungsfeldes verlaufenden Profil können der maximale (max) und minimale (min) Pixelwert berechnet werden. Die maximale Antwort des EPID auf die Bestrahlung (S ; Signal) ist die Differenz dieser zwei Werte. Der Transmissionsanteil der Strahlung durch die Lamellen allein, $t \times S$ (t : Transmissionsfaktor der Lamellen), trägt nichts zur Darstellung des Feldrandes bei, genau wie der konstante Untergrund (UG). Nur der verbleibende Anteil von S , $(1 - t) \times S$, ist für die Darstellung des Feldrandes verantwortlich.

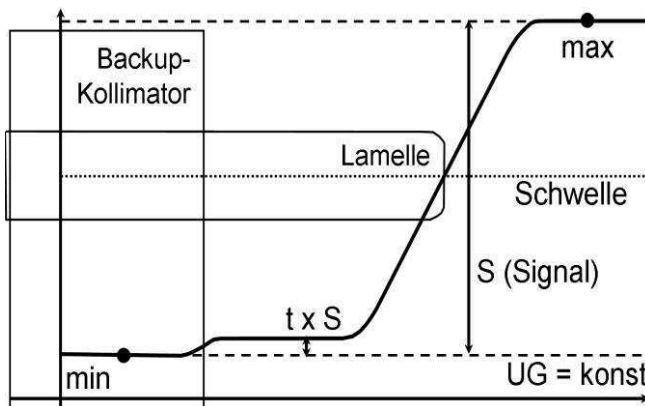


Abb. 4.2.3.3.b.: Berechnung des Schwellenwertes für die Feldrandbestimmung. Eingezeichnet sind die Positionen einer Lamelle und des Backup-Kollimators, zusammen mit dem Profil vom Bildrand (links) bis zum Strahlungsfeld.

Der Schwellenwert (Schwelle) beträgt

$$\min + t \times S + 0.5 \times (1 - t) \times S = \min + 0.5 \times (\max - \min) \times (1 + t)$$

Bei Kenntnis der Transmission lässt sich die Position des Feldrandes somit automatisiert mit Hilfe eines Profils durch die Lamellenspitze berechnen, wenn der Abstand des Feldrandes zum Rand des EPID genügend gross ist. Das vorgestellte Vorgehen erlaubt auch die Auswertung eingescannter Filmaufnahmen.

Bestimmung des Feldrandes

Eigene Messungen haben gezeigt, dass sich das Profil des EPID-Signals im Bereich des steilen Dosisgradienten am Feldrand linear verhält (in einem Intervall von 2 mm um die Feldrandposition: $R^2 = 0.993$). Da auch die Dosis-Pixelwert-Beziehung linear ist, kann die Position des Feldrandes direkt aus den Pixelwerten abgeleitet werden [37, 42]. Zur Bestimmung der Position einer Lamellenspitze werden 9 angrenzende Profile ausgewertet. Die 9 Positionen des Feldrandes werden durch lineare Interpolation der Pixelwerte ermittelt. Der Mittelwert dieser 9 Messwerte ergibt schliesslich die Position der Lamellenspitze.

Reproduzierbarkeit der Messmethode

3. Test: Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der dritten Messmethode wurde dieselbe Strahlsequenz mit Feldern verschiedener Kollimatorwinkel abgestrahlt, die schon zur Validierung der ersten Methode verwendet wurde. Für diesen Test wurden die Plattenhaltevorrichtung und die Markerplatte zwischen den sieben Aufnahmen nicht neu montiert.

Auf den Aufnahmen wurden die Positionen der zentralen 24 Lamellen beider MLC-Bänke mit der dritten Methode von „MLC check“ gemessen. Die Güte der Übereinstimmung der Messwerte aller sieben Akquisitionen diente als Mass für die Reproduzierbarkeit des Systems MLC-EPID-Auswertung. Eine korrekte Absolutmessung wurde mit diesem Test allerdings nicht geprüft, da diese nicht nur von der Messmethode, sondern zum Beispiel auch von der Zuverlässigkeit der Markerkoordinaten und der horizontalen Ausrichtung des EPID abhängt [48].

Sind keine Unterschiede der Lamellenpositionierung zu erkennen, ist die Methode auch geeignet, allfällige Fehlpositionierungen festzustellen. Aus diesem Grunde wurde im Gegensatz zum Vorgehen anderer Gruppen [47] auf Messungen an willkürlich veränderten Feldformen verzichtet.

Vergleich von EPID- mit Filmmessungen

Verschiedene, mit der Auslenkung einer Lamelle variierende Einflüsse können dazu beitragen, dass die Position des mit dem EPID gemessenen Feldrandes vom Wert abweicht, der mit Filmen gemessen würde.

Für die Kontrolle der Lamellenpositionen dienten bis anhin Filme. Deshalb wurden EPID- mit Filmmessungen verglichen: Die verwendeten Felder wiesen eine Grösse von 4 cm x 24 cm auf. Die Feldpositionen wurden in der Fahrriktion der MLC über den Bildbereich des EPID variiert: $(x_1, x_2) = (-2 \text{ cm}, 2 \text{ cm})$, $(-12 \text{ cm}, -8 \text{ cm})$, $(-7 \text{ cm}, -3 \text{ cm})$, $(3 \text{ cm}, 7 \text{ cm})$, $(8 \text{ cm}, 12 \text{ cm})$. Die Filme wurden auf 3 cm Plexiglas gelegt. Als Aufbau-material diente 1.5 cm Plexiglas. Die Bestrahlung erfolgte in einem Abstand von 100 cm zum Fokus. Die Bilder der eingescannten Filme wurden geometrisch ausgerichtet und mit „MLC check“ ausgewertet. So wurde gewährleistet, dass die Auswertungsmethode selbst

keinen Einfluss auf eine eventuelle Messwertdifferenz hatte [42]. Durch Vergleich der Messwerte für die zentralen 24 Lamellen konnte eine von der Lamellenauslenkung abhängige lineare Korrektur bestimmt werden [48].

Resultate

Stabilität der Markerplattenfixierung relativ zum Strahlfeld

1. Test: Die Auswertung der Markerkoordinaten aus zehn EPID-Aufnahmen ergibt die in der Tabelle 4.2.3.3.a. dargestellten Werte:

		Standardabw. [Pixel]	Standardabw. [mm]
1. Marker	x	0.28	0.07
	y	0.95	0.24
2. Marker	x	0.33	0.08
	y	0.93	0.23

Tab. 4.2.3.3.a.: Reproduzierbarkeit der Markerpositionen im Strahlfeldkoordinatensystem

In Richtung der MLC-Fahrriechung beträgt die mittlere Standardabweichung beider Marker im Strahlfeld-Koordinatensystem 0.075 mm, senkrecht zu dieser Richtung (die Richtung, in der die Markerplatte in den Trägerplattenhalter eingeführt wird) 0.235 mm. Massgebend für Messungen der MLC-Positionierung ist die Stabilität in Richtung des Fahrweges der Lamellen.

Die Reproduzierbarkeit, mit der das EPID in seine Messposition gefahren wird, ist für alle drei Messmethoden irrelevant: Die erste und die dritte Methode orientieren sich mit Hilfe der Marker. Die beiden Akquisitionen der zweiten Methode erfolgen unmittelbar nacheinander, ohne dass das EPID zwischen den Akquisitionen bewegt wird.

Geometrische Linearität des EPID

2. Test: Abbildung 4.2.3.3.c. zeigt die Verteilung der gemessenen Abstände von 750 Messpunkten zur linear angepassten Trendlinie.

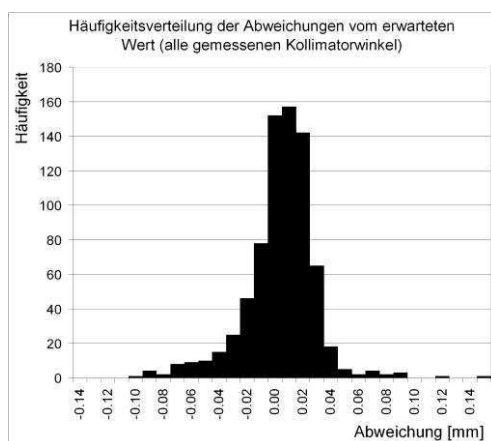


Abb. 4.2.3.3.c.: Häufigkeitsverteilung der gemessenen Abweichungen von der linear angepassten Trendlinie

Die mittlere absolute Abweichung beträgt 0.018 mm. Die Unsicherheit bei der Feldrandbestimmung liegt somit unter 0.018 mm. Die grössten Abweichungen von der Linearität treten in der Nähe der Ecken der elongierten Felder auf. Die dort veränderten Streuverhältnisse bewirken eine geringfügige Verformung der Isodosen und somit des detektierten Feldrandes. Allerdings sind die Abweichungen auch dort kleiner als 0.15 mm.

Bestimmung der Markerkoordinaten im Strahlfeldsystem

Mit Hilfe der vier EPID-Bilder konnten für das Isozentrum 8 verschiedene Wertepaare (x,y) berechnet werden. Deren Mittelwerte und die Standardabweichungen sind in der Tabelle 4.2.3.3.b. dargestellt. Die Standardabweichungen beider Komponenten betragen 0.021 cm.

	Bildkoord. [Pixel]	Standardabw. [Pixel]	Standardabw. [mm]
x	511.48	0.082	0.021
y	511.43	0.082	0.021

Tab. 4.2.3.3.b.: Koordinaten des Strahlfeldisozentrums im unter 0° Gantywinkel aufgenommenen EPID-Bild

Der Abstand der Marker im Strahlfeldsystem wurde schon vorher mit einer in der Isozentrumsebene bestrahlten Filmaufnahme bestimmt. Zur weiteren Berechnung wurde das unter 0° aufgenommenen EPID-Bild verwendet. Die Koordinaten der Marker in diesem Bild und damit der Abstand der Marker in Pixeln wurden mit „MLC check“ bestimmt. Damit konnten der Skalierungsfaktor (cm/Pixel) und schliesslich die Koordinaten der Marker berechnet werden.

Reproduzierbarkeit der Absolutmessung

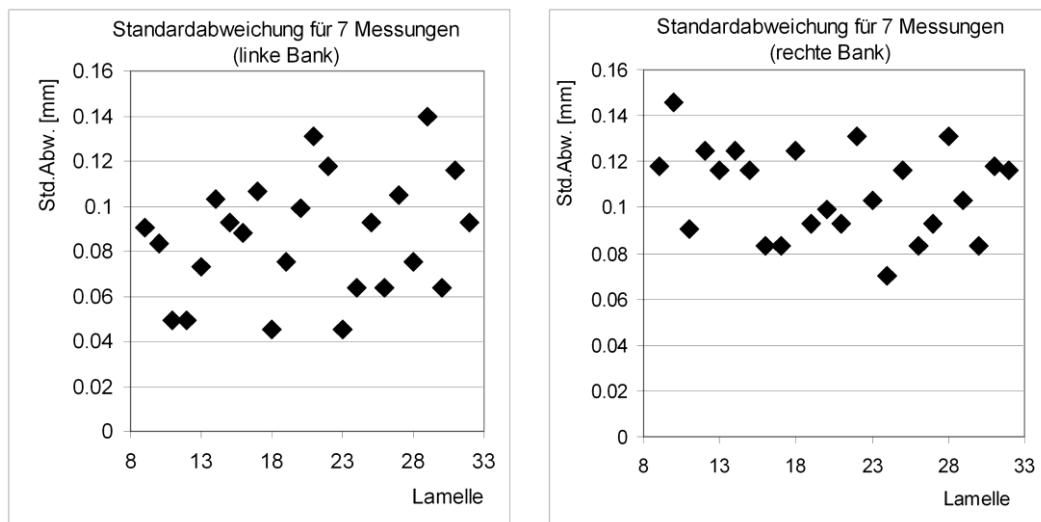


Abb. 4.2.3.3.d.: Standardabweichungen der mit der 3. Methode gemessenen Lamellenpositionierung aus 7 Akquisitionen

3. *Test:* Für die mit Hilfe der 7 Akquisitionen berechneten Lamellenpositionen ergeben sich die in der Abbildung 4.2.3.3.d. dargestellten Standardabweichungen. Deren Mittelwert beträgt für die linke MLC-Bank 0.09 mm und die rechte MLC-Bank 0.11 mm, im Durchschnitt also 0.10 mm. Darin ist auch die Standardabweichung der Lamellenpositionierung des MLC von 0.05 mm eingeschlossen. Die über beide MLC-Bänke gemittelte Standardabweichung der Messmethode selber liegt somit bei 0.086 mm, also etwa einem Drittel der Pixelgrösse des EPID.

Vergleich von EPID- mit Filmmessungen

Die mit EPID- und Filmmessungen bestimmten Lamellenpositionen weisen Unterschiede auf, die von der Auslenkung der Lamelle abhängen. Dieselbe Beobachtung wurde beim Vergleich von EPID- mit Ionisationskammermessungen gemacht [37]. Dabei zeigt die Grösse der Abweichung bezüglich der GT-Linie eine spiegelsymmetrische Abhängigkeit der beiden MLC-Bänke: So stimmen Film- und EPID-Messungen gut überein, wenn die Lamellen beider Bänke um 8 cm über die Feldmitte geschoben werden. Sind die Lamellen aber um 12 cm aus der Feldmitte zurückgezogen, ist der mit dem EPID gemessene Wert um 1 mm grösser. Abbildung 4.2.3.3.e. zeigt die über die zentralen 24 Lamellen gemittelten Differenzen für beide MLC-Bänke. Bei einem positiven Wert von x ist die Lamelle aus der Feldmitte zurückgezogen. Die hier verwendete lineare Anpassung berücksichtigt die Messwerte beider MLC-Bänke.

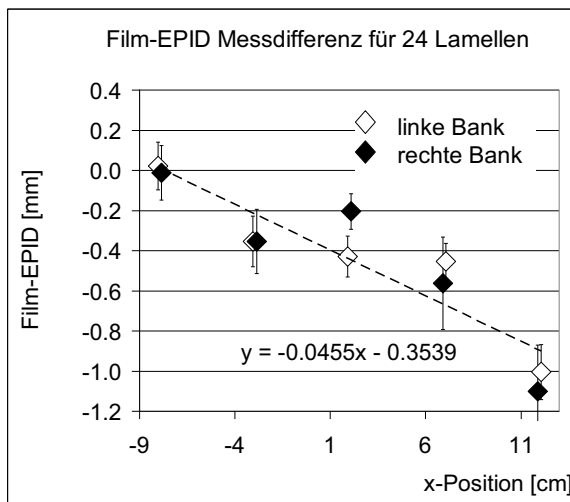


Abb. 4.2.3.3.e.: Differenz der gemessenen Lamellenpositionen in Abhängigkeit von der MLC-Auslenkung x

$x < 0$: Die Lamelle wurde über die Feldmitte bewegt.

$x > 0$: Die Lamelle wurde aus der Feldmitte gezogen.

Für die abweichenden EPID- und Filmmessungen können verschiedene, sich überlagernde Einflüsse angeführt werden: Wegen der abgerundeten Form der Lamellenspitze ist die Transmission von der Position der Lamellen abhängig. Zudem definiert, in Abhängigkeit von der Lamellenposition, ein jeweils anderer Teil der gerundeten Lamellenspitze die Lage des Feldrandes [37, 40]. Bei stark offaxis liegenden Feldern macht sich das Overflattening bemerkbar, was eine Änderung des Schwellenwertes für die Feldrandbestimmung bewirkt [37].

Die Verwendung einer linearen Korrektur führt zu einer Übereinstimmung zwischen EPID- und Filmmessung, die über den zentralen MLC-Fahrweg von -8 cm bis +12 cm besser als 0.2 mm ist.

Damit die Filme mit derselben Messmethode wie die EPID-Bilder ausgewertet werden können, müssen sie aufwändig aufbereitet werden (exakte relative Ausrichtung der eingescannten Bilder mittels raumfester Nadelmarkierungen, Skalierung und Konvertierung in 1024er-Matrix). Die dadurch induzierten Fehler widerspiegeln sich im Unterschied der Messwerte beider Bänke und weisen auf die beschränkte Genauigkeit der linearen Korrektur hin. Deshalb empfiehlt es sich, unmittelbar im Anschluss an eine mit den herkömmlichen Mitteln durchgeführte Kalibration, die als „gold standard“ dient [47], Messungen mit der dritten Methode zu machen. Die Parameter der linearen Funktion werden dann so gewählt, dass die EPID-Messungen mit den Sollwerten möglichst gut übereinstimmen.

4.2.3.4. Ein erweiterter Algorithmus zur Messungen der MLC-Positionierung und der EPID-Ausrichtung

Die in „MLC check“ integrierte Methode zur „absoluten“ Messung der Lamellenpositionen benötigt zwei Marker. Zur Erreichung einer optimalen Messgenauigkeit weisen diese einen möglichst grossen Abstand auf, müssen gleichzeitig aber auf einer EPID-Aufnahme der zentralen Lamellen dargestellt werden. Aus diesen Forderungen ergeben sich zwei einschränkende Nachteile:

- Sollen mit der dritten Methode auch die peripheren Lamellen kontrolliert werden, müssen für die der Gantry zugewandten Lamellen andere Marker verwendet werden als für die dem Patiententisch zugewandten. Die Messungen basieren somit auf zwei unterschiedlichen Kalibrationen. Wegen der beschränkten Genauigkeit der Markerkoordinaten kann dies zu geometrischen Inkonsistenzen im Bereich der zentralen Lamellen führen. An die Kalibration der zentralen Lamellen werden aber erhöhte Anforderungen gestellt, da sie bei der IMRT bevorzugt zur Anwendung gelangen. „AutoCal“ verwendet für die gantry- und tischseitigen Lamellen unterschiedliche Kalibrationen, welche im zentralen Bereich des MLC zu Inkonsistenzen der Lamellenpositionierung bis zu 1 mm führen können. „ist“
- Eine Verkippung des EPID kann mit zwei Markern nicht berücksichtigt werden. Die dadurch erzeugten Verzerrungen des im EPID-Bild dargestellten Bereiches machen sich vor allem am Rand bemerkbar und verfälschen die Messungen der Lamellenpositionierung [48]. Wegen der beschränkten Steifigkeit der EPID-Aufhängung sind Verkippungen aber unvermeidlich, sobald Messungen unter verschiedenen Gantrywinkeln durchgeführt werden.

Die im Folgenden vorgeschlagene Erweiterung beseitigt beide Nachteile. Zudem ermöglicht sie eine numerische Beschreibung der EPID-Ausrichtung relativ zum Strahlerkopf, welche nicht nur für die Messung der Lamellenpositionierung, sondern auch die EPID-gestützte Dosimetrie von Bedeutung ist.

In diesem Kapitel wird der Rechenalgorithmus der Erweiterung vorgestellt. Anhand von Simulationen wird die Genauigkeit abgeschätzt, mit welcher die Lamellenpositionen und die Ausrichtung des EPID relativ zum Strahlerkopf bestimmt werden können. Eine Implementation in „MLC check“ und Messungen sind später vorgesehen.

Einfluss von Verkippungen des EPID

Der Grad der Verkippung des ausgefahrenen EPID und die daraus resultierende Verzerrung des dargestellten Bereiches werden vom Modell und dem betrachteten Gerät abhängen. Deshalb soll zuerst der Einfluss verschieden grosser Verkippungen auf die gemessene Markerposition abgeschätzt werden. Den Überlegungen und den später folgenden Berechnungen werden die folgenden Definitionen für die Verkippungen und Verschiebungen des EPID zugrunde gelegt:

Die Drehachsen der Verkippungen liegen in der Ebene des EPID, wenn es sich in seiner Nullposition befindet. Sie verlaufen parallel zur x- und y-Achse des Strahlfeld-Koordinatensystems (Abbildung 4.2.3.4.a.). Verkippungen ändern die Position eines Markersignals

auf dem EPID deutlich schwächer als Drehungen des EPID mit demselben Winkel um die z-Achse des Strahlungsfeld-Koordinatensystems. Dies ist in der Tabelle 4.2.3.4.a. am Beispiel eines Markers mit den Koordinaten $(-12 \text{ cm}, 12 \text{ cm})$ verdeutlicht, wobei das EPID 100 cm vom Fokus entfernt ist. Für Winkel bis etwa 2° führen Drehungen um die z-Achse zu etwa achtmal stärkeren Verschiebungen als Verkippungen des EPID. Eine Verkippung um 2° verschiebt das Markersignal auf dem EPID aber bereits um 0.8 mm. Diese Abweichung liegt in der Größenordnung der angestrebten Genauigkeit für die Lamellenpositionierung von 1 mm und motiviert somit die hier angestellten Untersuchungen.

Winkel	x-Achse	z-Achse	Verhältnis
0.2°	0.1 mm	0.6 mm	8.2
0.5°	0.2 mm	1.5 mm	8.2
1.0°	0.4 mm	2.9 mm	8.0
2.0°	0.8 mm	5.9 mm	7.7
4.0°	1.7 mm	11.9 mm	6.8
8.0°	3.9 mm	23.7 mm	6.1

Tabelle 4.2.3.4.a.: Verschiebung des Markersignals auf dem EPID bei Drehungen des EPID um die x- und z-Achse des Strahlungsfeldkoordinatensystems. Verkippungen bis 2° können als realistisch betrachtet werden. Verkippungen um die y-Achse sind mit Verkippungen um die x-Achse vergleichbar.

Die Berechnungen der in der Tabelle dargestellten Verschiebungen des Markersignals erfolgten mit dem weiter unten beschriebenen Rechenalgorithmus.

Prinzip der Messung

Vor der eigentlichen Messung der Lamellenposition muss die Lage des EPID bestimmt werden. Eine Verkippung oder Drehung des EPID kann mit drei Transformationsparametern α , β und γ beschrieben werden. Drei weitere Parameter x' , y' und z' legen die Position des EPID-Mittelpunktes fest. Die den sechs Transformationen zu Grunde liegende Definition in Bezug auf das Strahlungsfeld-Koordinatensystem ist aus der Abbildung 4.2.3.4.a. ersichtlich.

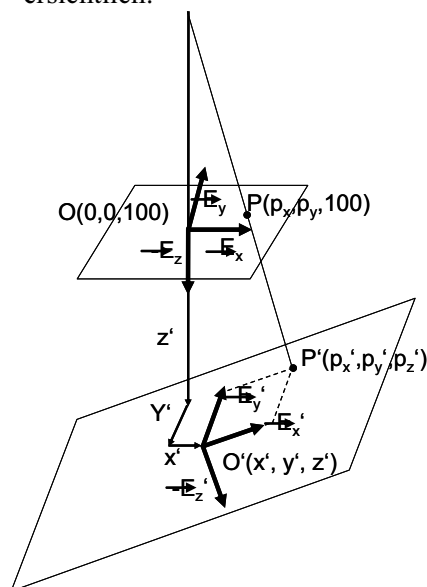


Abb. 4.2.3.4.a.: Die Rotationsachsen der Verkippungen und Drehungen um die Winkel α , β und γ verlaufen parallel zu den Koordinatenachsen des Strahlungsfeld-Koordinatensystems und gehen durch den Punkt mit den Koordinaten $(0, 0, 100)$. Dasselbe gilt für die Translationen.

In dieser Weise definierte Drehungen lassen die Position des EPID-Mittelpunktes unverändert. Umgekehrt verändern Verschiebungen des EPID die Richtungsvektoren auf dem EPID nicht. Für die Nullposition des EPID wurde die im oberen Bereich der Abbildung 4.2.3.4.a. dargestellte Geometrie gewählt: Das EPID befindet sich (*virtuell) 100 cm vom Strahlfokus entfernt, und der Zentralstrahl steht senkrecht auf dem Mittelpunkt des EPID. Die Achsen des EPID verlaufen parallel zu den Achsen des Strahlfeld-Koordinatensystems.

(*Tatsächlich ist das Elekta-EPID etwa 160 cm vom Fokus entfernt. Für die im Folgenden angestellten Berechnungen wird dessen Nullposition aber virtuell in die Isozenterbene zurückprojiziert. Diese Wahl korrespondiert mit bereits festgelegten Konventionen. So bezieht sich die Position der Lamellen, wie alle geometrischen Angaben, ebenfalls auf einen Abstand von 100 cm. Durch diese Wahl ist der Algorithmus auf die Systeme anderer Hersteller übertragbar.)

Die sechs Transformationsparameter legen die bijektive Beziehung zwischen den Markerkoordinaten im Strahlfeld-System und den Koordinaten im EPID-System fest. Mit drei Markern ergeben sich für die Beschreibung der Koordinaten im EPID-Bild sechs Gleichungen, welche die Parameter enthalten. Folglich wären für eine Berechnung der Parameter drei Marker ausreichend. In der Praxis muss allerdings berücksichtigt werden, dass sich Fehler bei der (einmaligen) Bestimmung der Markerkoordinaten auf die berechneten Lamellenpositionen übertragen und die Positionsbestimmung der Markersignale auf dem EPID selbst fehlerbehaftet ist. Der Einfluss der Fehler auf die Messung peripherer Lamellenpositionen ist umso grösser, je näher die Marker beieinander liegen, kann aber durch die Verwendung zusätzlicher Marker reduziert werden.

Die Parameter zur Beschreibung der EPID-Lage werden mit Hilfe der Markerkoordinaten auf dem EPID ermittelt, indem sie so gewählt werden, dass der mittlere Abstand zwischen den im EPID-Bild gemessenen und den aus den Parametern berechneten Positionen der Marker im Mittel minimal ist. Ausgehend von der Nullposition des EPID erfolgt die Bestimmung der optimalen Parameter iterativ durch sukzessive Variation der Parameter.

Nachdem nun die Orientierung und Lage des EPID bekannt sind, können die Pixel-Koordinaten eines auf dem EPID lokalisierten Punktes (z.B. einer Lamellenspitze) in die Koordinaten im Strahlfeld-Koordinatensystem $P'(p'_x, p'_y, p'_z)$ umgerechnet werden.

Positionierung der Marker

Damit alle Marker zusammen mit den Lamellen auch dann sichtbar sind, wenn die Lamellen sich in ihren peripheren Positionen befinden, müssen die Marker im zentralen Bereich des EPID platziert sein. Soll der Bereich bis 1 cm um den Rand des EPID-Bildes ausgespart werden, verbleibt für die Positionierung der Marker eine quadratische Fläche von 8 cm Seitenlänge. In Abbildung 4.2.3.4.b. ist die Situation für die Geometrie des in St.Gallen verfügbaren Elekta-Equipments dargestellt.

Zwei auf der y-Achse angebrachte Marker hätten so einen dreimal kleineren Abstand als die bis jetzt in St.Gallen verwendeten Marker. Der durch die Markerlokalisation induzierte Fehler auf die Messung der Lamellenpositionen wäre bei der Verwendung von zwei Markern entsprechend grösser.

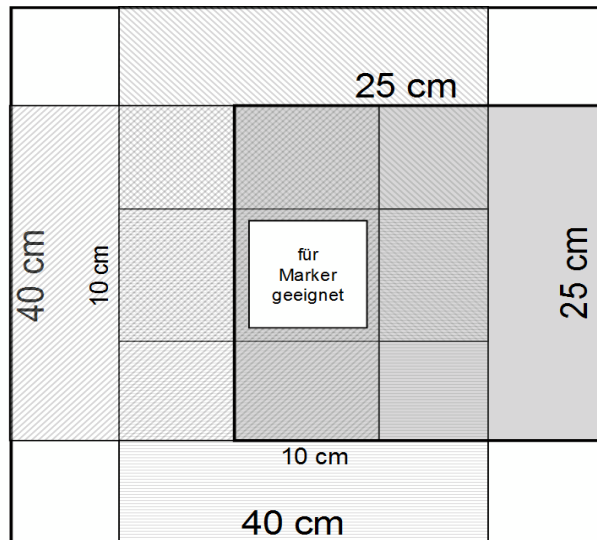


Abb. 4.2.3.4.b.: Die maximale Feldgrösse beträgt 40 cm x 40 cm. Davon kann das EPID eine quadratische Fläche von 25 cm Seitenlänge abbilden. Der auf allen EPID-Bildern sichtbare Bereich weist deshalb eine Seitenlänge von 10 cm auf.

Wie immer beziehen sich die geometrischen Angaben auf einen Abstand zum Fokus von 100 cm.

Rechenalgorithmus

Orientierung des EPID nach den Rotationen: Für Drehungen eines Punktes \vec{x}_0 um die Hauptachsen des Koordinatensystems und eine anschliessende Translation gilt allgemein:

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \circ \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \circ \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \vec{x}_0 + \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix}$$

Die Koordinaten der Richtungsvektoren \vec{F}_x und \vec{E}_x für das ausgelenkte EPID ergeben sich, wenn die Rotationen auf die Einheitsvektoren $\vec{F}_x=(1,0,0)$ und $\vec{F}_y=(0,1,0)$ angewandt werden.

Position des EPID-Mittelpunktes nach den Translationen: Die Koordinaten des verschobenen EPID-Mittelpunktes $O'(x',y',z')$ stimmen mit den Koordinaten der Verschiebung überein.

Berechnung der Bild-Koordinaten eines auf dem EPID dargestellten Markers: Es seien gegeben:

1. die Koordinaten eines Markers im Strahlungsfeld-Koordinatensystem (in 100 cm Abstand zum Strahlungsfokus),
2. die Orientierung des EPID: Sie ist durch die sechs Transformationsparameter und damit durch den EPID-Mittelpunkt \vec{O}' und die Einheitsvektoren \vec{F}_x und \vec{E}_x festgelegt.

Für ein auf dem EPID abgebildetes Markersignal existieren zwei geometrische Örter: Zum Ersten liegt er in der EPID-Ebene, zum Zweiten auf der Linie, die durch den Strahlfokus und den Marker auf der Trägerplatte verläuft. Die Koordinaten des Markers in 100 cm zum Strahlfokus wurden vorgängig bestimmt. Mit den Unbekannten a, b und c gilt für einen Marker die Vektorgleichung:

$$\vec{P}'(p_x', p_y', p_z') = a \times \vec{P}(p_x, p_y, 100) = \vec{O}'(x', y', z') + b \times \vec{E}_x'(e_{x,x}', e_{x,y}', e_{x,z}') + c \times \vec{E}_y'(e_{y,x}', e_{y,y}', e_{y,z}')$$

Die drei Komponenten der Gleichungen erlauben eine Bestimmung der Unbekannten a, b, und c. Aus a und b und dem in 100 cm Abstand zum Fokus definierten Skalierungsfaktor des EPID können die Koordinaten der Marker im EPID-System berechnet werden. Der Skalierungsfaktor dient wiederum der Umrechnung von Pixeln in Zentimeter.

Iterative Bestimmung der tatsächlichen Transformationsparameter: Die Transformationsparameter werden iterativ so variiert, dass die mit ihnen berechneten Positionen der Markersignale mit den gemessenen Markersignalen im Mittel möglichst gut übereinstimmen. Ausgangspunkt der Iteration ist die oben beschriebene Nullposition.

Berechnung der Strahlfeld-Koordinaten eines auf dem EPID dargestellten Punktes: Die tatsächliche Ausrichtung des EPID sei wie oben beschrieben bestimmt worden. Da \vec{F}_x' parallel zur x-Achse und \vec{F}_y' parallel zur y-Achse des EPID-Koordinatensystems verlaufen, können aus den Pixel-Koordinaten eines Punktes im EPID-Bild direkt die Strahlfeld-Koordinaten $P'(p_x', p_y', p_z')$ berechnet werden.

Berechnung der Strahlfeld-Koordinaten eines auf dem EPID dargestellten Punktes, projiziert auf die Isozentrumsebene: Der Punkt $P(p_x, p_y, 100)$ liegt auf der Verbindungslinie des Strahlfokus mit dem Bildpunkt $P'(p_x', p_y', p_z')$. Die Koordinaten von P gehen durch Anwendung des Faktors $100/p_z'$ aus den Koordinaten von P' hervor.

Simulation des Rechenalgorithmus

Der Iterationsprozess zur Berechnung der Transformationsparameter stellt den kritischen Teil dieser Methode dar. Vorerst kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Iteration an Stellen mit Zwischenminima hängen bleibt. Zudem muss der Einfluss einer fehlerbehafteten Messung der Marker- und Lamellenkoordinaten auf dem EPID abgeschätzt werden.

Die Messmethode soll mit Hilfe von Simulationen getestet werden. Dabei wird angenommen, dass die Marker auf den Ecken und Seitenmitten eines auf dem EPID zentrierten Quadrates von 8 cm Seitenlänge liegen. Die ersten vier Marker besetzen die Ecken, die folgenden Marker die Mitten der Seiten. Unabhängig von den Markern werden 8 Lamellenspitzen verfolgt. Sie weisen dieselben Koordinaten wie die Marker auf, werden aber unabhängig von ihnen mit zufälligen Messfehlern derselben Standardabweichung versehen. An den gewählten Positionen umreißen die Lamellen den Bereich, der bei einer IMRT-Bestrahlung typischerweise im Strahlfeld liegt. Diesbezüglich entsprechen die hier vorgestellten Fehlerüberlegungen der Praxis.

Methoden

Die Simulationen wurde in „Excel“ (Microsoft Office 03 und 07) in der Sprache „Visual Basic for Applications“ (VBA) programmiert und durchgeführt. Der Code selber wurde mit Hilfe von Simulationen so optimiert, dass der erreichte mittlere Abstand zwischen den gemessenen und den berechneten Markerpositionen möglichst klein ist. Zudem sollten möglichst wenige „Ausreisser“ mit mittleren Abständen auftreten, die grösser als 0.1 Pixel sind.

Eine Simulation durchläuft für drei bis acht Marker die folgenden Phasen:

- Zufällige, gleichverteilte Wahl der Transformationsparameter α , β , γ , x' , y' und z' innerhalb von 3 cm bzw. 3° um die Werte der Nullposition.
- Berechnung der zu den gewählten Transformationsparametern passenden Marker- und Lamellenpositionen im EPID-Bild. Sie dienen als „Messwerte“. Gegebenenfalls werden die „Messwerte“ mit einem Fehler versehen.
- Iterative Ermittlung der zu den Markersignalen am besten passenden Transformationsparameter: Ausgangspunkt ist die oben beschriebene Nullposition. Zu jeder Variation der Transformationsparameter werden die dazugehörigen Positionen der Markersignale berechnet. Anschliessend wird der mittlere Abstand zwischen den „gemessenen“ und den berechneten Markerpositionen ermittelt. Dieser mittlere Abstand stellt die Minimierungsgrösse des Prozesses dar.
- Im Anschluss an die iterative Ermittlung der Transformationsparameter werden die Lamellenpositionen im Strahlfeld-Koordinatensystem bestimmt. Dazu werden die vorhin berechneten Transformationsparameter und die gegebenenfalls mit einem Fehler versehenen EPID-Koordinaten der Lamellenspitzen verwendet.
- Am Ende einer Simulation: Dokumentation der für die Simulation gewählten und anschliessend mithilfe der Markersignale berechneten Transformationsparameter, zusammen mit den berechneten Lamellenpositionen im Strahlfeld-Koordinatensystem..

In Abbildung 4.2.3.4.c. ist das Flussdiagramm des Simulationsprozesses dargestellt. Der Code des Iterationsprozesses zur Bestimmung der EPID-Lage kann hier nicht detailliert dargestellt werden. Trotzdem seien einige Eigenschaften erwähnt:

- Innerhalb eines Iterationszyklus werden die Variationen der sechs Parameter relativ zueinander so gross gewählt, dass die Verschiebungen der Markerpositionen auf dem EPID ähnlich gross ausfallen (Tabelle 4.2.3.4.a.).
- Es wird jeweils nur einer der sechs Parameter auf einmal variiert. Die Variation jenes Parameters, der die stärkste Verkleinerung der Minimierungsgrösse bewirkt, wird als Ausgangspunkt des nächsten Iterationszyklus verwendet.
- Zuerst werden nur die Parameter der Translationen und der Drehung um die z-Achse variiert, dann auch jene Parameter, welche die Verkippungen des EPID beschreiben.
- Der Iterationszyklus wird mit Variationen desselben Betrages so lange wiederholt, bis die Minimierungsgrösse stabil ist.

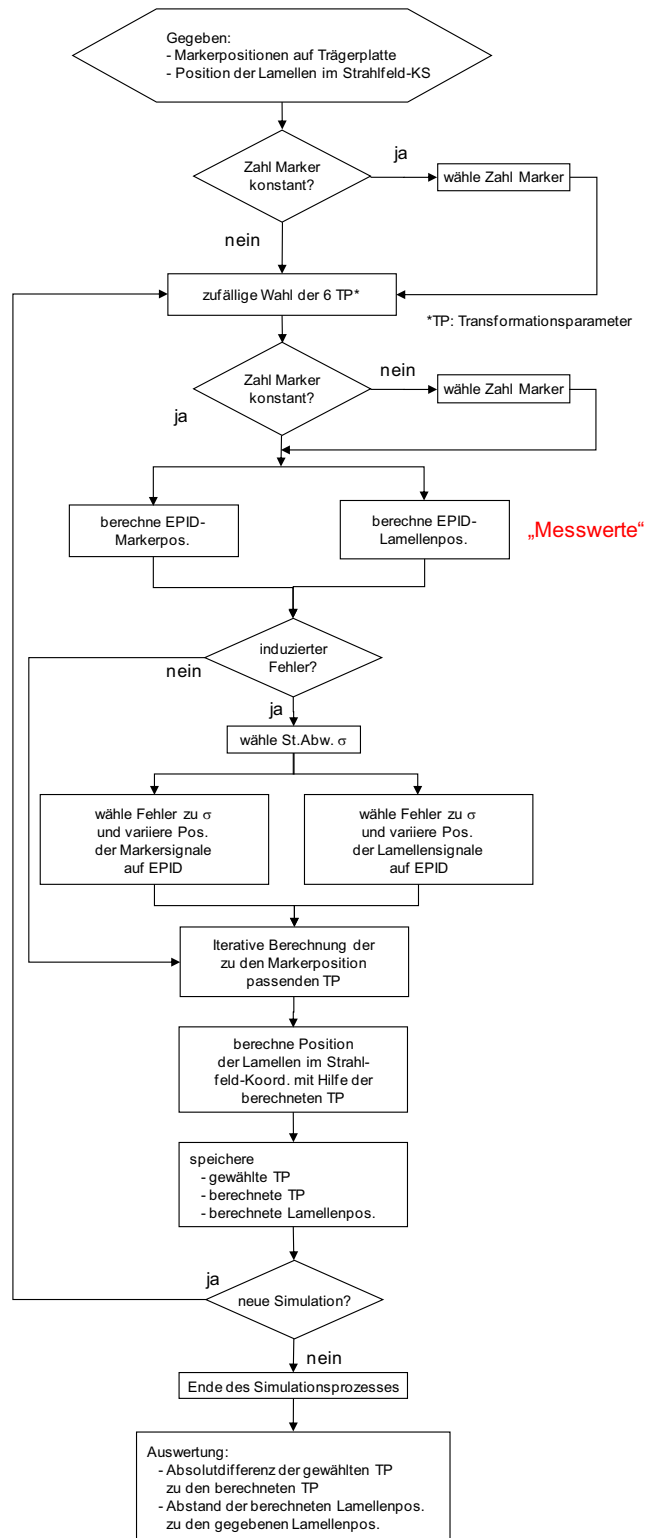
- Für den nächsten Iterationszyklus werden die Variationen um etwa 50 % verkleinert.
- Der Prozess wird bis zu einer vorgegebenen kleinsten Variation wiederholt.
- Um allfälligen Nebenminima zu entgehen, wird der gesamte Prozess, ausgehend von den grossen Anfangsvariationen, mehrmals wiederholt. Dadurch wird die Umgebung der aktuellen Position auf allfällig „bessere“ Minima abgesucht.

Die Simulationen erfolgen in zwei Varianten:

- *Test des Rechenalgorithmus:* Es wird angenommen, dass die Marker- und Lamellenkoordinaten exakt gemessen werden können. Die aus den angenommenen Transformationsparametern berechneten Koordinaten im EPID-Koordinatensystem werden also mit keinem Fehler belegt.
- *Berücksichtigung einer fehlerbehafteten Messung der Markerpositionen:* Es wird berücksichtigt, dass die Markerkoordinaten und die Position der Lamellenspitzen selber mit einem Fehler behaftet sind. Dazu wird eine zufällig gewählte, Gaussverteilte Komponente zu den EPID-Koordinaten der „Messwerte“ addiert. Der simulierte Standardfehler der Messung, also die Breite der Gaussverteilung, wird gleichverteilt und zufällig aus dem Intervall $[0; 0.2]$ ausgewählt.

Nächste Seite:

Abbildung 4.2.3.4.c.: Flussdiagramm des Simulationsprozesses. Bei einigen Simulationen wurde die Zahl der Marker zufällig zwischen drei und acht gewählt. Alternativ wurde die Zahl zu Beginn des Simulationsprozesses festgelegt. (TP: Transformationsparameter)



Resultate: Test des Rechenalgorithmus

Bestimmung der Lamellenpositionen: In Abbildung 4.2.3.4.d. ist die Verteilung der Abstände zwischen den angenommenen Positionen der Lamellen und den mittels der Transformationsparameter aus den EPID-Koordinaten der Lamellenspitzen berechneten Positionen dargestellt. Insgesamt wurden 3'000 Simulationen mit drei bis acht Markern ausgewertet. Eine Simulation benötigte fünf bis zehn Sekunden. Mit zunehmender Anzahl verwendeter Marker nimmt die Genauigkeit der Lamellenlokalisierung zu. Dies äussert sich sowohl in der Abweichung der Lamellen zum Sollwert als auch im Maximalwert und der Standardabweichung (linke Grafik). Der grösste Zuwachs an Genauigkeit ergibt sich, wenn statt drei insgesamt vier Marker verwendet werden. Gleichzeitig nimmt die Anzahl an „Ausreissern“ ab (rechte Grafik). Beide Grafiken lassen vermuten, dass sich der Trend hin zu genaueren Resultaten mit einer zunehmenden Anzahl verwendeter Marker fortsetzt.

Bei den Simulationen mit acht Markern beträgt der durchschnittliche Abstand zwischen den berechneten und den angenommenen Positionen der Lamellen 0.00076 mm. In 100 % der Simulationen ist er kleiner als 0.1 mm, in fast 98 % kleiner als 0.01 mm. Der durch den Rechenalgorithmus induzierte Fehler der Lamellenlokalisierung ist also klein im Vergleich zum Messfehler bei der Lokalisierung der Lamellenspitzen im EPID-Bild und liesse sich mit zusätzlichen Markern weiter reduzieren.

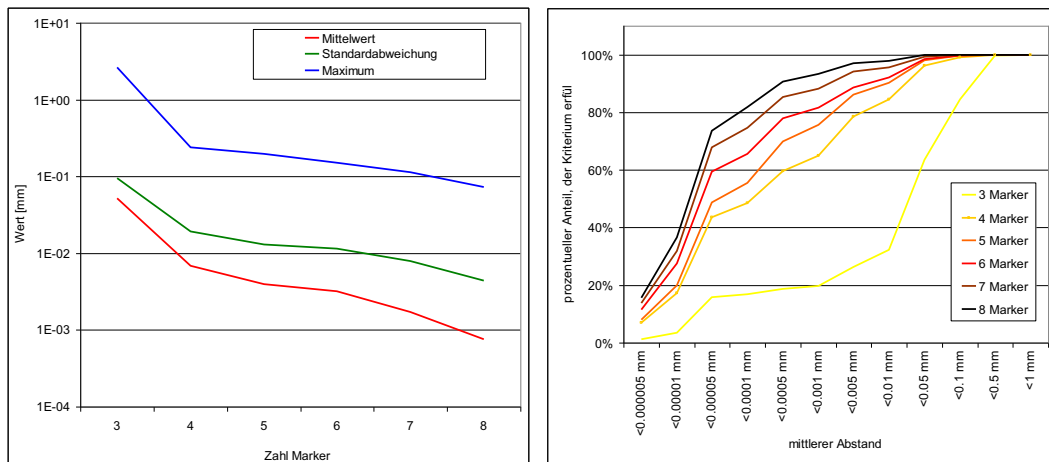


Abb. 4.2.3.4.d.: Kenngrössen der Abweichung zwischen der angenommenen Lamellenposition und der mittels der Markersignale und der daraus abgeleiteten Transformationsparameter berechneten Lamellenposition (kein induzierter Messfehler).

Bestimmung der Transformationsparameter: Die Abweichungen der sechs mit Hilfe der Markersignale berechneten Transformationsparameter von den angenommenen Werten sind in der Abbildung 4.2.3.4.e. dargestellt.

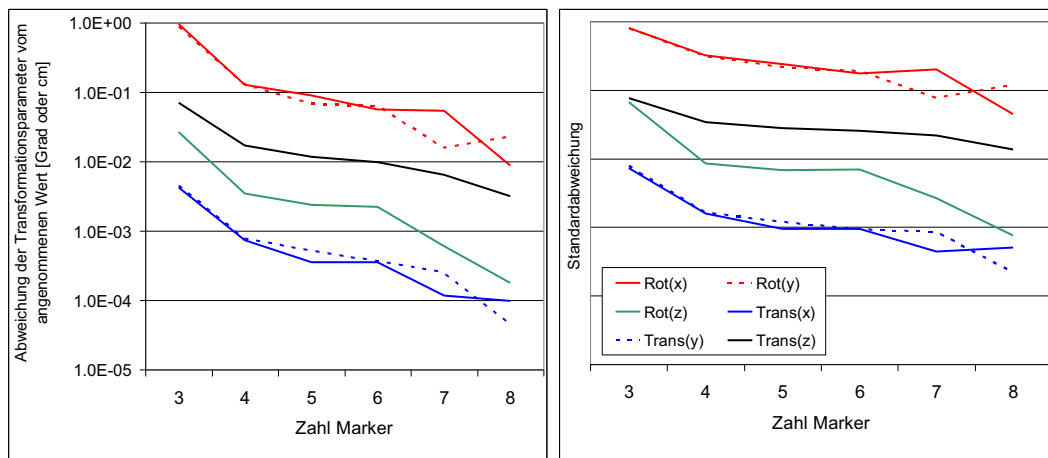


Abb. 4.2.3.4.e.: Abweichung der mittels der Markersignale berechneten Transformationsparameter vom angenommenen Wert in Abhängigkeit von der Zahl verwendeter Marker. Links ist die mittlere Abweichung, rechts deren Standardabweichung gegen dieselbe Skala aufgetragen. Rotationen wurden mit „Rot“, Transformationen mit „Trans“ abgekürzt. In Klammer ist die Rotationsachse oder die Richtung der Translation vermerkt.

Wie erwartet, bekundet der Iterationsalgorithmus bei der Ermittlung der Rotationswinkel um die x- und y-Achse die grösste Mühe. Erst bei einer Verwendung von 8 Markern ist die durchschnittliche Abweichung der berechneten Neigungswinkel vom angenommenen Wert deutlich kleiner als 0.1° . Dagegen werden die übrigen Parameter bereits mit drei Markern durchschnittlich besser als 0.1° oder 0.1 cm ermittelt.

Ein Mass für die Zuverlässigkeit des Iterationsprozesses bei der Parameterbestimmung ist der prozentuelle Anteil berechneter Parameter, welche ein vorgegebenes Kriterium an die Übereinstimmung mit den angenommenen Werten erfüllen. Diese Grösse kann der Abbildung 4.2.3.4.f. für 8 verwendete Marker entnommen werden.

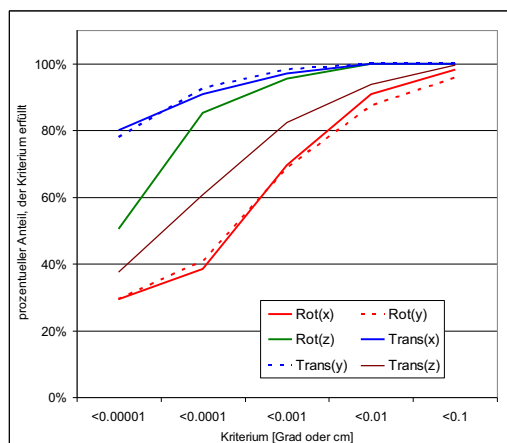


Abb. 4.2.3.4.f.: Anteil der Simulationen, welche ein vorgegebenes Kriterium an den Unterschied zwischen den angegebenen und den berechneten Kriterien erfüllen. Es wurden 8 Marker verwendet. Notation wie in Abbildung 4.2.3.4.b.

Mit zusätzlichen Markern kann mit einer weiteren Erhöhung der Rechengenauigkeit und einer Abnahme von „Ausreißern“ gerechnet werden.

Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass andere Iterationsalgorithmen zu besseren Resultaten führen. Die unter Berücksichtigung von Messfehlern durchgeführten Simulationen werden zeigen, wie stark der durch den Rechenalgorithmus induzierte Fehler im Vergleich zum Fehler zu werten ist, der durch die fehlerbehaftete Lokalisierung der Marker und Lamellenspitzen im EPID-Bild hervorgerufen wird.

Resultate: Berücksichtigung einer fehlerbehafteten Messung der Lamellen- und Markerpositionen

Messung der Reproduzierbarkeit bei der Markerkoordinatenbestimmung: Zur Bestimmung der Standardabweichung, mit der die Markerkoordinaten mit „MLC check“ im EPID-Bild gemessen werden, wurden bei montierter Markerplatte unmittelbar nacheinander 15 EPID-Bilder aufgenommen. Für die Standardabweichung der Koordinaten der 30 Markersignale wurde ein durchschnittlicher Wert von 0.065 Pixeln ermittelt. Die geometrische Linearität des EPID wurde schon vorhin untersucht. Der dadurch maximal induzierte Fehler liegt mit 0.018 mm (0.046 Pixel) in derselben Größenordnung. Die Unsicherheit bei der Bestimmung der Markerkoordinaten beträgt somit etwa 0.1 Pixel oder 0.04 mm.

Untersuchungen zur Genauigkeit von Positionsbestimmungen der Lamellen: Für drei bis acht Marker wurden zwischen 3020 und 3040 Simulationen durchgeführt. In den Abbildungen 4.2.3.4.g. sind die Abweichungen der berechneten Lamellenpositionen von den angenommenen Positionen für drei Marker dargestellt. Dazu wurden Standardabweichungen der Marker- und Lamellenlokalisierung auf dem EPID zwischen 0 und 0.2 Pixeln betrachtet. Die geringste Abweichung zur angenommenen Position weisen jene Lamellen auf, deren Positionen mit den Positionen der drei Marker übereinstimmen. Je weiter eine Lamelle von den Markern entfernt ist, umso ungenauer fällt die Lokalisation aus. Bei drei Markern führt dies zum störenden Effekt, dass die Messgenauigkeit asymmetrisch über den Messbereich variiert.

Deshalb sind in der Abbildung 4.2.3.4.h. nur noch die Resultate für vier oder acht Marker, also für symmetrische Verteilungen der Marker, dargestellt. Wird eine Standardabweichung der Markerlokalisierung von 0.1 Pixeln angenommen, beträgt die durchschnittliche Abweichung bei acht Markern noch gegen 0.04 mm oder 0.1 Pixel. Dieser Wert liegt im selben Bereich wie die kleinstmögliche Abweichung, nämlich der angenommenen Standardabweichung der Marker- oder Lamellenlokalisierung selbst. Die als unabhängig angenommenen Fehler bei der Lokalisierung der Marker kompensieren sich also weitgehend, und mit zusätzlichen Markern könnte die Messgenauigkeit der Lamellenlokalisierung nicht mehr wesentlich gesteigert werden.

Der schwindende Einfluss zusätzlicher Marker auf die Messgenauigkeit ist darauf zurückzuführen, dass sich ein Messfehler nicht nur bei der Lokalisierung der Marker, sondern unabhängig davon auch der Lamellenspitzen bemerkbar macht. Dieser Fehlerbeitrag hängt aber nicht von der Zahl der verwendeten Marker ab.

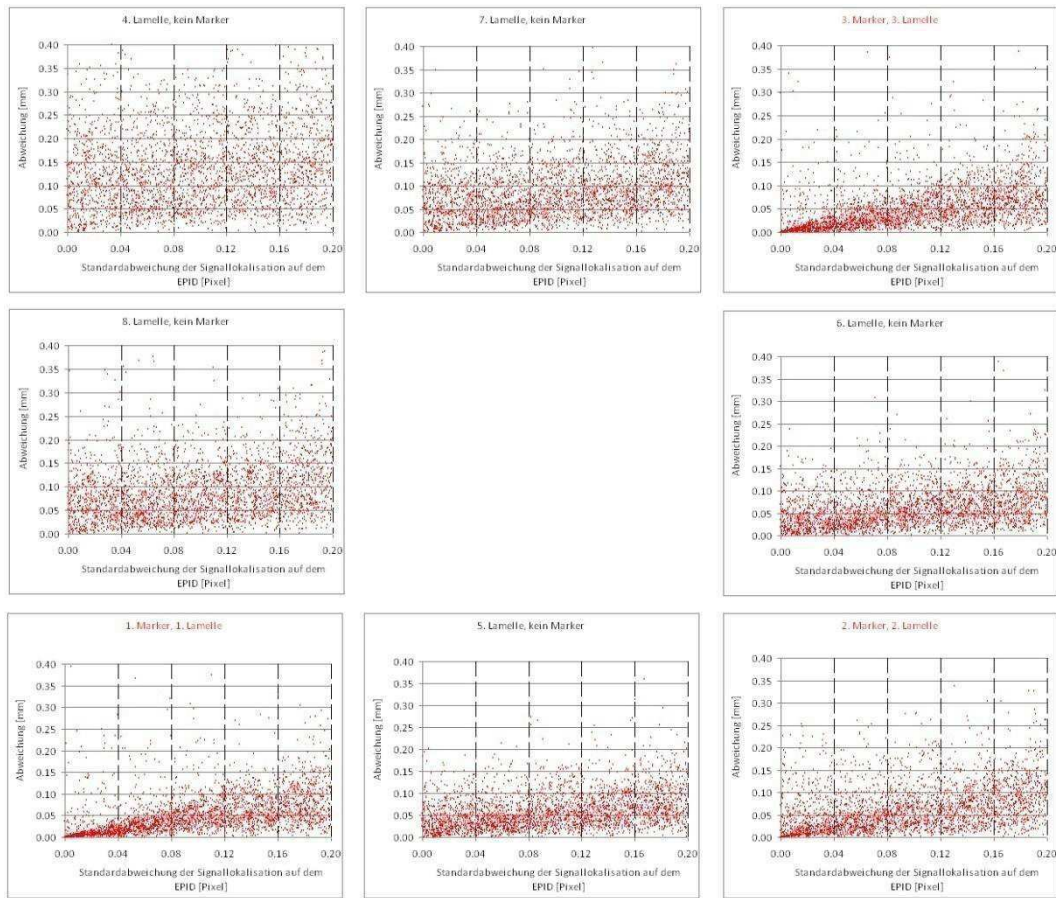


Abb. 4.2.3.4.g.: Abweichung der acht Lamellen von den angenommenen Positionen in Abhängigkeit vom Messfehler bei der Lokalisation der Marker und der Lamellenspitzen im EPID-Bild. Die Marker besetzen drei der acht Lamellenpositionen.

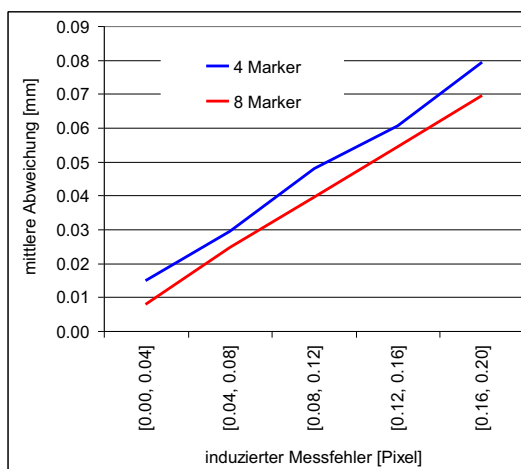


Abb. 4.2.3.4.h.: Abweichung der berechneten Lamellenposition von der angenommenen Lamellenposition für vier und acht Marker.

Die Abbildung 4.2.3.4.i. zeigt den prozentuellen Anteil an „Ausreissern“, die eine vorgegebene Abweichung von 0.05 bzw. 0.1 mm überschritten haben. Bei vier Markern und einem induzierten Fehler von 0.1 Pixeln beträgt die Wahrscheinlichkeit für „Ausreisser“ mit Abweichungen über 0.1 mm 5.1 %, bei acht Markern noch 1.0 %. Ein extremer „Ausreisser“ tritt dann auf, wenn sowohl bei der Lokalisierung aller verwendeten Marker als auch der untersuchten Lamelle extreme, gleichgerichtete Fehler auftreten. Da die Wahrscheinlichkeit für „Ausreisser“ multiplikativ mit den Wahrscheinlichkeiten dieser zwei Ereignisse korreliert ist, kann die Wahrscheinlichkeit für extreme Fehler bei der Messung der Lamellenposition durch die Verwendung zusätzlicher Marker effektiv reduziert werden.

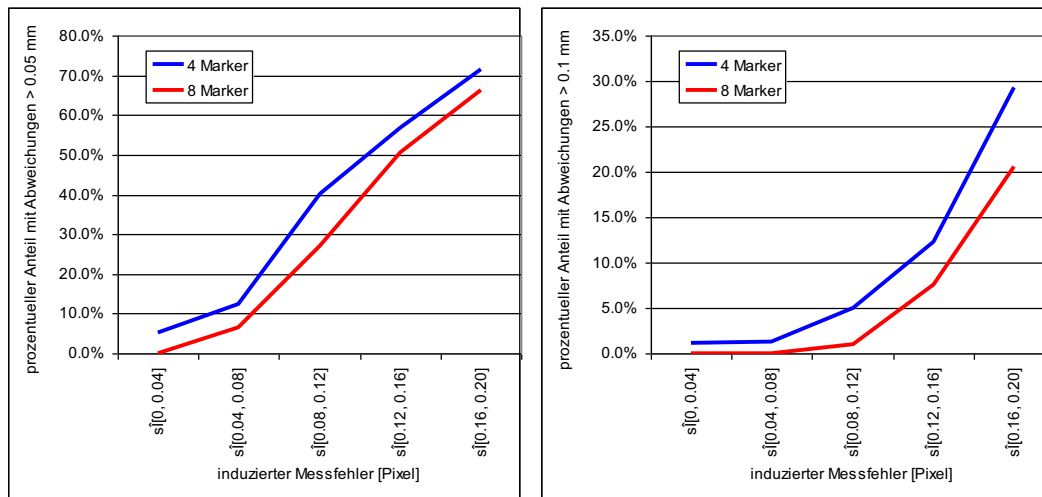


Abb. 4.2.3.4.i.: Prozentueller Anteil an Messungen, die eine vorgegebene Übereinstimmung mit den angenommenen Werten von 0.05 bzw. 0.1 mm überschritten haben. Die Werte sind gegen den induzierten Messfehler bei der Bestimmung der Marker- und Lamellen-Koordinaten im EPID-System aufgetragen.

Für die Praxis ergeben sich die folgenden Konsequenzen: Unter Verwendung von acht Markern und einem Fehler von 0.1 Pixeln bei der Lokalisierung der Markersignale und der Lamellenspitzen können die Lamellenpositionen mit einer Genauigkeit von annähernd 0.04 mm gemessen werden. Die Wahrscheinlichkeit für „Ausreisser“ mit einer Abweichung grösser als 0.1 mm beträgt etwa 1 %. Acht Marker stellen damit einen guten Kompromiss zwischen der angestrebten Messgenauigkeit und den Anforderungen an das verwendete Material und die Software dar.

Bestimmung der Transformationsparameter unter Berücksichtigung von Messfehlern: Für drei, vier und acht Marker sind in der Abbildung 4.2.3.4.j. die Abweichungen der Transformationsparameter vom jeweils angenommenen Wert dargestellt. Dazu wurden dieselben Simulationen verwendet wie im vorangegangenen Abschnitt. Die Transformationsparameter zu den Rotationen um eine Achse parallel zur y-Achse und Translationen in y-Richtung sind nicht dargestellt, da sie für die folgenden Überlegungen zu Transformationen bezüglich x äquivalent sind.

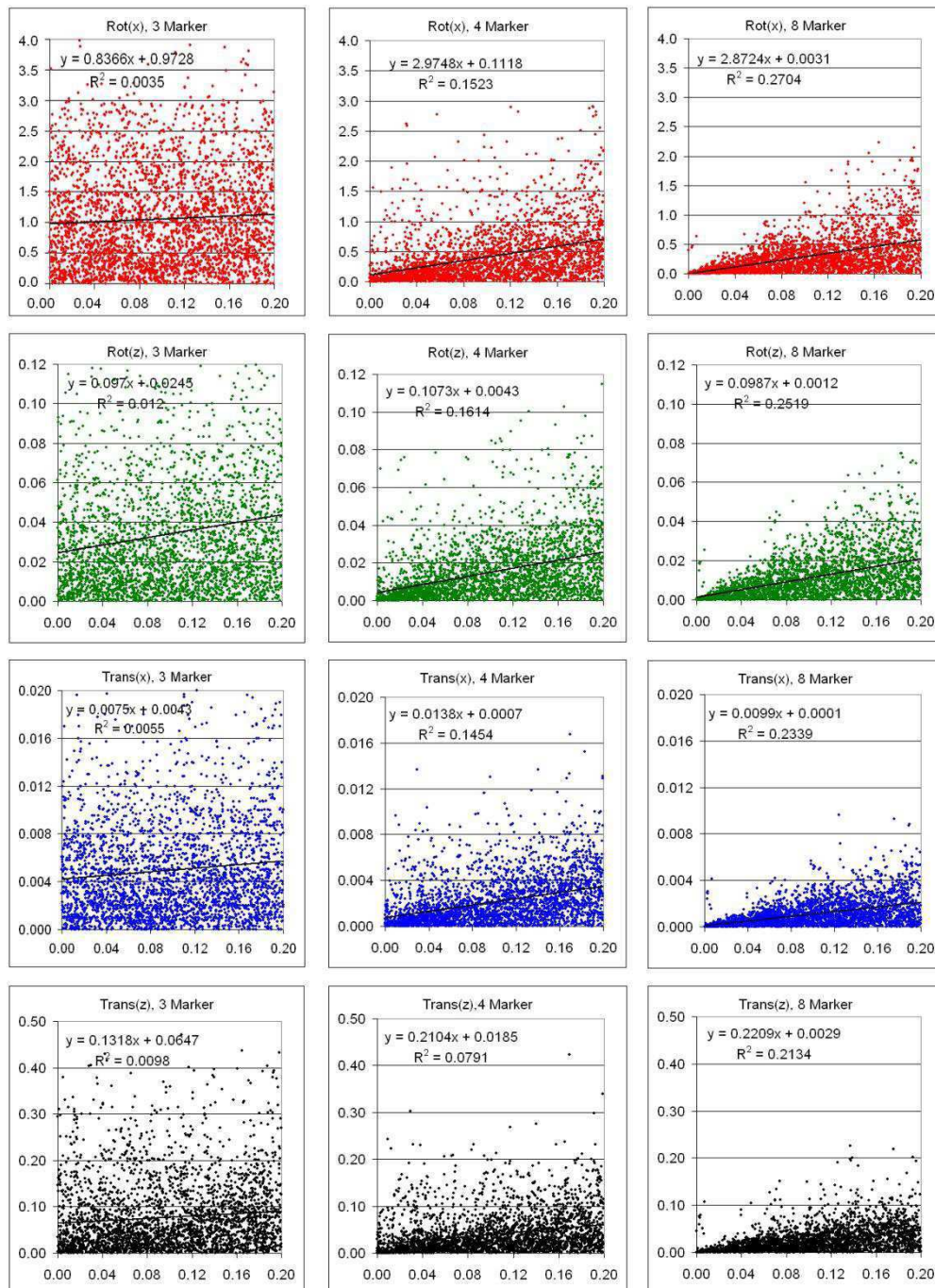


Abb. 4.2.3.4.j.: Abweichung der Transformationsparameter (Rotationen in Grad, Transformation in cm) für drei, vier und acht Marker in Abhängigkeit zum induzierten Fehler in Pixeln. Abkürzungen → Abb. 4.2.3.4.e.

Wie schon bei den Untersuchungen zur Messgenauigkeit der Lamellenpositionen ist es augenfällig, dass bereits die Verwendung von vier statt drei Markern bei allen Parametern

zu einem erheblichen Gewinn an Messgenauigkeit führt. In der Abbildung 4.2.3.4.k. sind die Durchschnittswerte der nach den induzierten Fehlern gruppierten Abweichungen aufgeführt. Die Standardabweichung der Parameter liegt in der Grössenordnung des Parameters selbst, weshalb auf eine Darstellung verzichtet wurde.

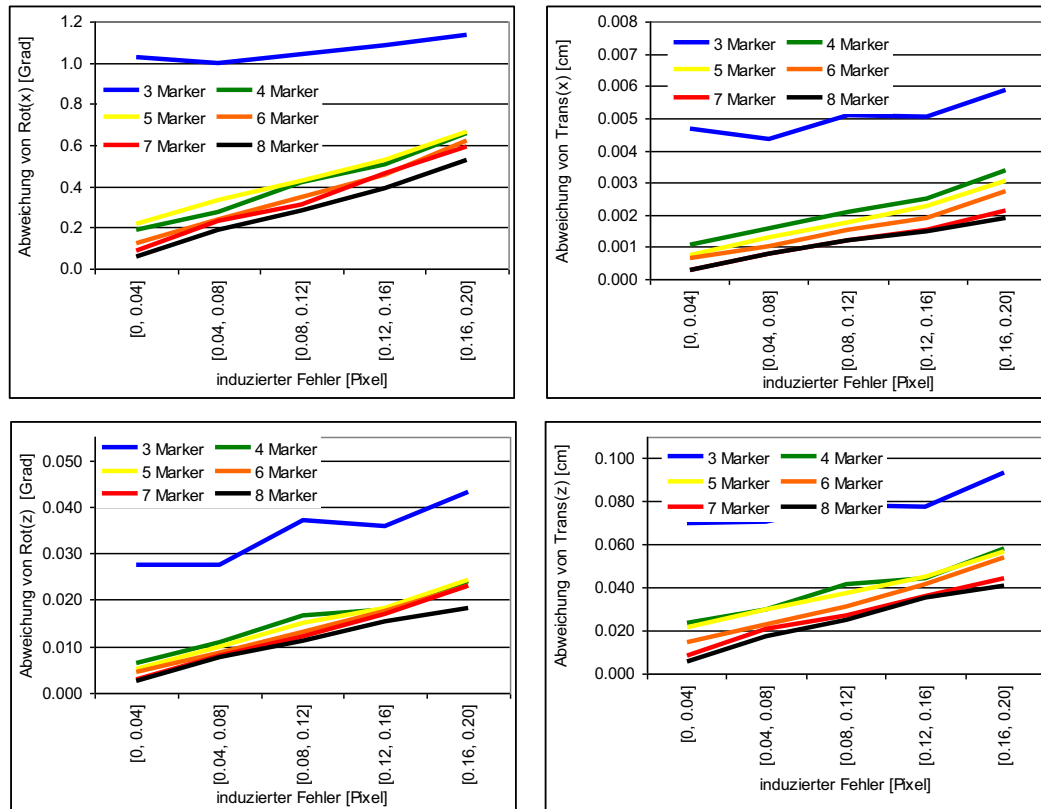


Abb. 4.2.3.4.k.: Abweichung der Transformationsparameter für drei bis acht Marker, gruppiert nach der Grösse des induzierten Fehlers.

Wie schon in den vorangegangenen Untersuchungen lässt die vorgeschlagene Messmethode für die Berechnung der Verkippungen die grösste Ungenauigkeit erwarten. Bei einer Messgenauigkeit der Marker- und Lamellenlokalisierung auf dem EPID von 0.1 Pixeln können die Verkippungswinkel mit einer Genauigkeit von $0.3^\circ \pm 0.2^\circ$ bestimmt werden, wenn acht Marker verwendet werden. Die exakte Berechnung der übrigen Transformationsparameter liefert teilweise schon für drei Marker gute Resultate. Das Verhalten der vorgestellten Methode bezüglich „Ausreissen“ wird deshalb nur für die Verkippungen und acht verwendete Marker untersucht.

Abbildung 4.2.3.4.l. zeigt den über beide Verkippungswinkel gemittelten prozentuellen Anteil der Messungen, die genauer als 0.1, 0.2, 0.5, 1.0 und 2.0° ausfallen werden. Für den bei der Lokalisierung der Marker und Lamellen zu erwartenden induzierten Fehler von 0.1 Pixeln ist auch die Standardabweichung des prozentuellen Anteils eingetragen. Bei einem induzierten Fehler von 0.1 Pixeln werden etwa 90 % genauer als 0.5° , 99 % der Messungen genauer als 1° ausfallen.

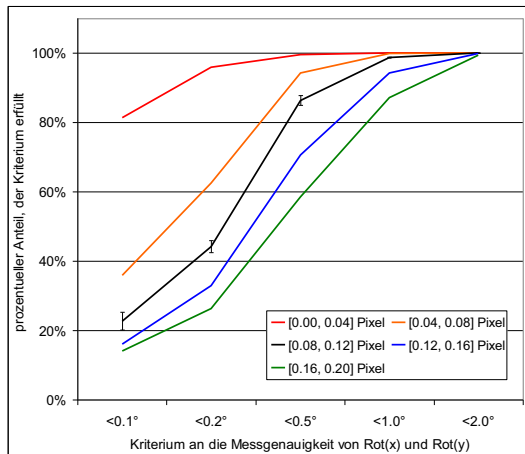


Abb. 4.2.3.4.1.: Zu erwartender Anteil an Messungen der Verkippungswinkel, die verschiedene Kriterien an die Messgenauigkeit erfüllen.

4.2.4. Diskussion

Es wurden drei verschiedene Methoden vorgestellt, wie mittels einer einfach herzustellenden Markerplatte und des im Hause geschriebenen Programmes „MLC check“ die MLC-Positionierung schnell und zuverlässig kontrolliert werden kann. Die Implementation der im Kapitel 4.2.3.4. dargestellten Methode in das Programm ist für das laufende Jahr vorgesehen. Alle präsentierten Messmethoden können in anderen Häusern ohne grossen Aufwand an Zeit und Kosten umgesetzt werden.

Die erste Methode von „MLC check“ wird im Hause für eine periodische Kontrolle der MLC-Positionierung verwendet. Die erzeugten Differenzbilder ermöglichen einen schnellen quantitativen Eindruck der MLC-Positionierung über den für IMRT-Bestrahlungen verwendeten Bereich des Fahrweges. Es wurde gezeigt, dass für unmittelbar nacheinander aufgenommene ähnliche Feldformen unterschiedlicher Kollimatordrehung ein gemittelter Unterschied von lediglich 0.15 mm resultierte. Zudem wurde eine Verschiebung des Feldrandes korrekt erkannt. Damit erfüllen sowohl die Selektivität als auch die Sensitivität der Messmethode die Anforderungen. Im Vergleich zum bekannten „garden fence“-Test liegen quantitative Messresultate vor, die den einzelnen Lamellen zugeordnet werden können. Da lediglich ein relativer Vergleich durchgeführt wird, ist die Methode sehr robust gegenüber systematisch auftretenden Einflüssen, die bei der absoluten Messung zu berücksichtigen sind. So haben Abweichungen der Bildmatrix von der geometrischen Linearität, eine nichtlineare Dosis-Grauwertbeziehung, eine nicht exakte horizontale Ausrichtung des EPID oder die Grösse des Schwellenwertes zur Bestimmung des Feldrandes keinen Einfluss auf die Messung.

Die zweite Methode misst die Lamellenpositionen relativ zur Position des dazu gehörenden Backup-Kollimators und unterstützt so eine Angleichung der Lamellen an eine Referenzlamelle („Minor offset“). Andere Gruppen haben als Messreferenz den gegenüber liegenden Kollimator verwendet [42]. Die Herstellertoleranz der relativen Ausrichtung von MLC und Backup-Kollimatoren parallel zur Achse der Gantrydrehung liegt bei 0.5°. Bei Verwendung des gegenüber liegenden Kollimators zur Korrektur des „Minor offset“

besteht deshalb die Gefahr, dass bei rechteckigen Feldern die Lamellenfront zum gleichseitigen Backup-Kollimator verkippt und so der Feldrand nicht mehr einheitlich definiert ist. Indem die Auslenkungen des Backup-Kollimators und der Lamellenfront möglichst gleich gross gewählt werden, kann der Einfluss einer eventuellen Verkipfung des EPID in TG-Richtung minimiert werden: Der dadurch induzierte Fehler geht für kleine Messwerte gegen null. Ebenfalls keine Rolle spielen dann Unebenheiten der EPID-Oberfläche, die zu einer lokalen Änderung des Fokus-EPID-Abstandes und damit zu einer Änderung des Abbildungsmaßstabes führen [42].

Wegen der reduzierten Seitenstreuung am Feldrand treten Abweichungen der Feldrandform von der Linearität im Bereich von bis zu 0.2 mm auf. Wenn die Lamellenpositionen nun nicht mit einer linearen Anpassung an den Rand des Backup-Kollimators, sondern direkt mit dem Backup-Kollimatorrand selbst verglichen werden, kompensieren sich auch die Abweichungen von der Linearität. Diese Variante ist in „MLC check“ ebenfalls integriert.

Mit verschiedenen Messungen konnte gezeigt werden, dass das EPID auch für direkte Messungen der Lamellenpositionen im Strahlungsfeld-Koordinatensystem geeignet ist. Allerdings müssen verschiedene Parameter einmalig vor Beginn der Messungen bestimmt werden. Dazu gehören die Koordinaten der Marker im Strahlungsfeldsystem, Transmissionsfaktoren und Parameter zur Berücksichtigung der Messwertabweichung in Abhängigkeit von der Lamellenauslenkung. Im Gegensatz zu „AutoCal“ können später durchgeführte Messungen nach Anbringen der Markerplatte sofort und unter beliebigen Gantrywinkeln durchgeführt werden, ohne dass eine vorgängige Bestimmung der Messgeometrie notwendig ist.

Die in 4.2.3.4. vorgeschlagene Messmethode berücksichtigt den Einfluss von Verkipfungen des EPID auf die gemessenen Lamellenpositionen und bestimmt gleichzeitig die Ausrichtung des EPID. Die zu erwartende Genauigkeit der Messmethode wurde mit Hilfe von Simulationen getestet. Dabei wurde die Genauigkeit bei der Lokalisierung der Marker und Lamellenspitzen variiert. Mit acht Markern und einer Standardabweichung von 0.1 Pixeln bei der Lokalisierung der Lamellenspitzen und Marker ergab die Simulation zum Beispiel:

- Für die Messung der Lamellenpositionierung kann mit einer Messgenauigkeit von 0.1 mm gerechnet werden. Der durch den Rechenalgorithmus allein hervorgerufene Fehler liegt bei 0.00076 mm.
- Die Verkipfungswinkel können durchschnittlich auf 0.3° genau gemessen werden. Der Rechenalgorithmus selbst bewirkt einen Fehler von durchschnittlich 0.01° .

Erfahrungen anderer Kliniken mit „MLC check“ belegen, dass anstelle divergierender Metallstifte auch Stahlkügelchen von 2 bis 5 mm Durchmesser verwendet werden können. Dies reduziert den Aufwand zur Herstellung der Markerplatte, ohne dass die Messgenauigkeit darunter leidet.

Soll das EPID auch für Dosismessungen verwendet werden, muss der Einfluss einer Verkipfung abgeschätzt werden können: Das in St.Gallen verwendete EPID ist 160 cm vom Isozentrum entfernt und weist eine Messfläche von 40 cm x 40 cm auf. Verkipfungen des

EPID wirken sich am stärksten auf die an den Rändern des EPID registrierte Signalstärke aus. Dort bewirkt eine Verkipfung von 1° eine Änderung der Signalstärke um etwa 0.45 %, eine Verkipfung von 2° um etwa 0.9 % usw.

Gegenüber der käuflichen Software „AutoCal“ wird die geplante Version von „MLC check“ die folgenden Vorteile aufweisen:

- Das Programm ist unter Windows 2000 und Windows XP ohne Registrierung im Betriebssystem lauffähig. (Hingegen ist unter Windows Vista eine Registrierung erforderlich.)
- Die Messungen können ohne vorgängige Bestimmung der Ausrichtung des EPID durchgeführt werden.
- Die erste Methode ist auf die Erfordernisse einer regelmässig stattfindenden Kontrolle zugeschnitten und erzeugt eine umfassende Dokumentation der Messresultate. In St.Gallen wird es im Rahmen der wöchentlichen Kontrolle eingesetzt.
- Die Positionsmessungen aller Lamellen basieren auf einer einheitlichen Festlegung des Koordinatensystems, wodurch Inkonsistenzen im Bereich der zentralen Lamellen vermieden werden.
- Die Lage des EPID relativ zum Strahlerkopf kann gemessen werden.
- Verkipfungen des EPID werden bei den Positionsmessungen der Lamellen berücksichtigt.
- Die anfallenden Kosten beschränken sich auf die Herstellung der Markerplatte.

Die für die Simulation geschriebenen Prozeduren können unverändert in „MLC check“ kopiert werden, so dass sich die Implementation im Wesentlichen auf eine Anpassung der Benutzeroberfläche beschränkt. Die Erweiterung des Programmes „MLC check“ ist für das laufende Jahr geplant. Messungen werden zeigen, inwieweit die hier vorgestellte Methode gegenüber der auf zwei Markern basierenden Methode von Vorteil ist. Dazu sind Kenntnisse der mechanischen Stabilität der EPID-Befestigung erforderlich. Für deren Bestimmung kann die hier vorgestellte Methode verwendet werden. Unterdessen haben je zwei Institutionen in der Schweiz, in Österreich und in Deutschland das Programm „MLC check“ in die Gerätekontrollen integriert (Stand: April 2009).

4.2.5. Anhang zur dritten Methode: Transformation vom Bildmatrix- ins Strahlfeld-Koordinatensystem

Definition der Punkte und ihrer Koordinaten sowohl im Bildmatrix- als auch im Strahlfeldkoordinatensystem gemäss Abbildung 4.2.3.3.a.:

1. Marker: $P1(x1, y1)$

2. Marker: $P2(x2, y2)$

allgemeiner Punkt $P(x, y)$.

$P1$, $P2$ und P sind die dazugehörenden Ortsvektoren.

orthogonale Vektoren: $V_{//}(px, py)$ und $V^{\perp}(sx, sy) = V^{\perp}(-py, px)$

$$V_{//}(px, py) = P2(x2, y2) - P1(x1, y1) \rightarrow px = x2 - x1 ; py = y2 - y1 \quad (1)$$

Sowohl im Bildmatrix- wie im Strahlfeldkoordinatensystem gilt die Gleichung

$$P(x, y) = P1(x1, y1) + a V_{//}(px, py) + b V^{\perp}(sx, sy) \Leftrightarrow \quad (2)$$

$$P(x, y) = P1(x1, y1) + a V_{//}(px, py) + b V^{\perp}(-py, px) \quad \text{wegen (1)}$$

$$x = x1 + a px - b py \quad (3)$$

$$y = y1 + a py + b px \quad (4)$$

aus (3) und (4) folgt mit $q := (px / py)$:

$$a = (y - y1 - b px) / py$$

$$b = (x1 - x + q (y - y1)) / (q px + py)$$

Die Werte von a und b gelten auch im Strahlfeldkoordinatensystem. Aus (3) und (4) können deshalb die Koordinaten von P im Strahlfeldkoordinatensystem bestimmt werden.

Kapitel 5

Der schweizerische Dosimetrievergleich für IMRT

5.1. Die Bedeutung eines nationalen Dosimetrievergleiches für die Qualitätssicherung bei IMRT

Ein durch eine externe, unabhängige Stelle durchgeführtes Audit oder ein Dosimetrievergleich stellen einen fundamentalen Teil jedes dosimetrischen Qualitätssicherungsprogramms dar [54]. Während ein Dosimetrievergleich zwischen gleichberechtigten Institutionen stattfindet, wird ein Audit durch eine anerkannte Autorität durchgeführt.¹ In erster Linie sollen mögliche Fehlerquellen aufgedeckt werden, die sich auf die applizierte Dosis auswirken. Auf Grund der komplexen Planungs-Bestrahlungskette erhalten diese Kontrollmöglichkeiten für die IMRT ein besonderes Gewicht.

Auch mit einem vergleichbaren Gerätepark kann die IMRT auf verschiedenen Wegen umgesetzt werden. Ein Vergleich des im Hause praktizierten Prozedere der IMRT mit jenem anderer Institutionen kann deshalb dazu dienen, Möglichkeiten zur Optimierung des gewählten Vorgehens zu erkennen.

Dosimetrievergleiche oder Audits können einzelne Glieder der Planungs-Bestrahlungskette, zum Beispiel ausschliesslich die Konturierung oder die Bestrahlungsplanung auf vorgegebenen CT-Schnitten unter Vorgabe der Konturen und dosimetrischen Randbedingungen, zum Gegenstand haben. Damit sind detaillierte Aussagen zur Güte des untersuchten Gliedes möglich. Zeitlich und organisatorisch ist es aber kaum möglich, alle relevanten Glieder der Kette innerhalb nützlicher Frist durch eine oder verschiedene externe Stellen verifizieren zu lassen.

Mit einer Kontrolle, die einen möglichst grossen Teil der Kette überprüft, können hingegen Aussagen zur Qualität des integralen Prozesses gewonnen werden. Mehrere mögliche Fehlerquellen werden in einem einzigen Durchgang überprüft, so dass eine allfällig erforderliche Reaktion seitens der Institution unmittelbar erfolgen kann. Allerdings muss hier nochmals betont werden, dass sich einige Glieder der IMRT-Planungs-Bestrahlungskette,

¹ “A quality audit is a systematic and independent examination to determine whether quality activities and results comply with planned arrangements and whether the arrangements are implemented effectively and are suitable to achieve the stated objectives.” [66]

zum Beispiel die Konturierung oder die Patientenlagerung, einer externen Kontrolle grundsätzlich entziehen.

5.2. Beispiele aus dem aktuellen Angebot an Dosimetrievergleichen

Drei grosse Netzwerke bieten regelmässig stattfindende Dosimetrievergleiche und Audits an. Als Dosimeter dienen TLD, die mit der Post versandt werden. Das von der IAEA /WHO (engl.: *International Atomic Energy Agency* bzw. *World Health Organization*) angebotene TLD-Dosimetrie-Audit arbeitet weltweit und überprüft die Dosimetrie von Photonenfeldern unter Standardbedingungen. Phantome werden nicht eingesetzt. In der Europäischen Union tätig ist die Europäische Gesellschaft für Therapeutische Radiologie und Onkologie (engl.: *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*), deren Angebot den Namen EQUAL (engl.: *ESTRO QUality Assurance Link*) trägt. Das RPC (engl.: *Radiological Physics Center*) ist vor allem in Nordamerika aktiv [55]. Die Angebote der ESTRO und des RPC reichen von einfachen Kontrollen der Dosimetrie unter Standardbedingungen bis zur Kontrolle eines grossen Teiles der Planungs-Bestrahlungskette für IMRT.

Zur Kontrolle der eigenen Absolutdosimetrie nimmt das Kantonsspital St.Gallen an Dosimetrie-Audits der ESTRO und des RCP teil und ist so an das weltweite Qualitätssicherungsnetzwerk der Radiotherapiedosimetrie angeschlossen.

Daneben existieren verschiedene nationale Dosimetrievergleiche und Audits, die von der Kontrolle von regulären Feldern unter einfachsten geometrischen Bedingungen bis zur Überprüfung einer Bestrahlung im anthropomorphen Phantom reichen [54].

Im Folgenden werden Beispiele von Audits aufgeführt, die entweder ein einzelnes Glied oder einen grösseren Ausschnitt der IMRT-Planungs-Bestrahlungskette kontrollieren.

Beispiel 1: Kontrolle des IMRT-Planungsprozesses

Der DGMP-AK „IMRT“ (Arbeitskreis IMRT der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik) initiierte einen IMRT-Planungsvergleich [56]. Als Planungsgrundlage dienen Patientenmodelle und Strukturen, die über das Internet geladen werden können. Der Vergleich erfolgt in Anlehnung an das QUASIMODO-Projekt der ESTRO (engl.: *QUality ASsurance of Intensity MODulated beams in radiation Oncology*) [57]. Ziele dieses Projekts sind die Entwicklung von Kontrollen für Planungssysteme und eines IMRT-Dosimetrievergleiches mit einem Phantom des Beckenbereiches (Stand November 2008).

Beispiel 2: Kontrolle der IMRT-Planungs-Bestrahlungskette im HNO-Bereich

Im Auftrag des RPC bietet das „MD Anderson Cancer Center“ der Universität Texas ein IMRT-Audit im Hals-Nackenbereich an, das bei erfolgreicher Absolvierung zur Teilnahme an ausgewählten Studien berechtigt [55, 58, 59]. Als Detektoren werden Filme und TLD verwendet. Die mit Wasser befüllbare, anthropomorphe Kunststoffhülle enthält Einschübe mit Strukturen für kritische Organe und das Zielvolumen. Weitere Einschübe nehmen TLD und Filme auf. An diesem Audit haben verschiedene schweizerische Institutionen teilgenommen.

Beispiel 3: Kontrolle der IMRT-Planungs-Bestrahlungskette im Pelvis-Bereich

Eines der Ziele des ESTRO QUASIMODO Projekts ist eine Kontrolle der IMRT in einem Pelvis-Phantom. Als Messmittel werden radiografische Filme und Ionisationskammern, aber keine TLD verwendet [60]. Mit einer Pilotstudie konnte bis jetzt die Machbarkeit des Vergleiches gezeigt werden.

Die folgenden Projekte haben die IMRT nicht explizit im Focus:

Ein von EQUAL veranlasstes Audit mit dem Phantom „OPERA“ (engl.: *operational phantom for external radiotherapy audit*) ist vorerst nicht zur Kontrolle der IMRT vorgesehen [61, 62].

Das RCP setzt zur Überprüfung der Teilnahmeberechtigung an der RTOG 93-11-Studie ein Lungenphantom ein. Diese Studie setzt sich mit der Dosisescalation zur konformalen Radiotherapie von Patienten mit inoperablen, nicht-kleinzelligen Lungentumoren auseinander. Im Protokoll wird die 3D-CRT-Bestrahlungstechnik, nicht aber die IMRT erwähnt.

Eine aktuelle Publikation vergleicht verschiedene Rechenalgorithmen, die das RPC mit dem Lungenphantom dosimetrisch verifiziert hat [63].

Informationen über IMRT-Audits im Lungenbereich sind zur Zeit nicht verfügbar (Stand Dezember 2007).

5.3. Die bisherigen Dosimetrievergleiche der SGSMP

5.3.1. Einführung

Voraussetzung für eine erfolgreiche Strahlentherapie ist die korrekte Kalibration des Beschleunigers. Die Empfehlung Nummer 8 der SGSMP [64] beschreibt das erforderliche Vorgehen. Die Absolutkalibration wird mindestens jährlich im Wasserphantom überprüft und nötigenfalls korrigiert. Die wöchentlich durchgeführten Kontrollen dienen lediglich der Überwachung der Stabilität der Kalibration und der Strahleneigenschaften.

Das Dosimetriesystem, bestehend aus Ionisationskammer, Elektrometer, Kontrollquelle und dem Adapter der Ionisationskammer in der Kontrollquelle, wird mindestens alle vier Jahre von der METAS einer Eichung unterzogen. Dabei wird es an die metrologische Basis des METAS angeschlossen. Eine zusätzliche Messung in der Kontrollquelle bei Berücksichtigung der Temperatur und des Luftdrucks ermöglicht es der Institution, die Sensitivität des Dosimetriesystems jederzeit zu überprüfen.

Eine Kontrolle der von der Institution durchgeführten Absolutdosimetrie muss mit einem unabhängigen Messsystem durchgeführt werden, vorteilhaft durch eine unabhängige, externe Stelle [50, 65, 66, 67]. Deshalb bietet die SGSMP den Institutionen, die Patienten bestrahlen, ein jährlich stattfindendes Audit für Photonfelder an. Seit dem Jahre 2001 ist die Physikgruppe des Kantonsspitals St.Gallen unter Leitung des Autors für den Dosimetrievergleich verantwortlich.

Obwohl der in der Schweiz praktizierte Dosimetrievergleich nicht nach dem Pear-Prinzip konzipiert ist, hat sich der Begriff „Dosimetrievergleich“ eingebürgert. Allerdings trifft auch der Begriff „Audit“ nicht ganz zu. Denn die kontrollierende Stelle verfügt über kei-

ne Befugnisse, um beim Auftreten nicht akzeptabler Abweichungen eine adäquate Massnahme anzuordnen. Im Folgenden wird nur noch die Bezeichnung „Dosimetrievergleich“ verwendet.

Dank verschiedener günstiger Eigenschaften bieten sich TLD für Dosimetrievergleiche an: Die Kristalle sind wasseräquivalent und können ohne elektronische Zusatzgeräte verwendet werden. Sie sind klein und können deshalb kostengünstig versandt werden. Die Dosisinformation bleibt über Wochen erhalten. Die Anschaffungs- und Betriebskosten sind gering, da der Kristall für Messungen beliebig oft verwendet werden kann.

In den von der Physikgruppe des Kantonsspitals St.Gallen durchgeführten Dosimetrievergleichen wurde primär die Absolutdosimetrie der Photonenstrahlen kontrolliert. Wenn zeitlich möglich, wurde zudem eine ausgewählte Basisgrösse geprüft.

2001: erster Dosimetrievergleich, der von der Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen durchgeführt wurde → nur Absolutdosimetrie [68]

2002: Kontrolle des $TPR_{20,10}$ unter Teilnahme des METAS [6]

2003: Kontrolle des Absorptionsfaktors für den stärksten Keil

2004: Erneuerung des St.Galler Geräteparks → nur Absolutdosimetrie

2005: Dosis im Zentrum einem irregulären T-förmigen Feldes

2006: Dosis in der Feldmitte eines Quadrantenfeldes

2007: Kontrolle des $TPR_{20,10}$ unter Teilnahme des METAS

Stimmt die mit TLD gemessene Dosis mit der von der Institution berechneten Dosis besser als 3 % überein, gilt die Dosimetriekontrolle als gut erfüllt. Eine Übereinstimmung innerhalb von 3 bis 5 % wird als befriedigend bewertet. Durch die 2007 jährlich zugesagte Teilnahme des METAS ist der Dosimetrievergleich an dasselbe Primärlabor angeschlossen, das auch die Eichung der in den Institutionen verwendeten Systeme zur Ionisationskammerdosimetrie vornimmt.

TLD-Messungen können von einer interessierten Institution auch ausserhalb des regulären Vergleiches angefordert werden, z. B. nach Kalibration eines neuen Beschleunigers. Damit stellt der aktuelle Dosimetrievergleich einen wesentlichen Teil des Qualitätssicherungskonzeptes der radio-onkologisch tätigen Institutionen in der Schweiz dar.

5.3.2. Material und Methoden

5.3.2.1. Strahlenphysikalische Eigenschaften von TLD

Das Prinzip der TLD-Dosimetrie beruht auf der Eigenschaft bestimmter Kristalle, bei Zufuhr energiereicher Strahlung Elektronen vom Grundzustand (Valenzband) in einen höheren Zustand (Leitungsband) anzuheben, von wo sie von lokalisierten Elektronenniveaus (sog. „Traps“ oder Fallen), die energetisch in der „verbotenen Zone“ zwischen dem Leitungs- und dem Valenzband liegen, eingefangen werden. Solche Fallen können durch gezielte Verunreinigung des Kristalls erzeugt werden. Bei Zufuhr von Wärme kehren die Elektronen in den Grundzustand zurück, wobei jeweils ein optisches Photon ausgesandt wird. Die Wahrscheinlichkeit W , mit der das Elektron aus einer Falle mit einer Aktivie-

rungsenergie E zurück ins Valenzband gelangt, kann durch die Boltzmann-Gleichung beschrieben werden:

$$W = f \cdot e^{-\left(\frac{E}{kT}\right)}$$

Die Konstante f wird als Frequenzfaktor bezeichnet. k ist die Boltzmannkonstante und T die Temperatur in Grad Kelvin.

Die emittierte Lichtmenge ist annähernd proportional zur absorbierten Strahlenenergie und kann mit einem Sekundärelektronen-Vervielfacher (SEV oder Photomultiplier) gemessen werden [69, 70, 71]. Die Intensität des aus den Peaks mehrerer Fallen zusammengesetzten Signals in Abhängigkeit zur Zeit oder Auswertetemperatur wird als „Glühkurve“ bezeichnet.

Auch ohne gezielte Energiezufuhr kehrt ein Teil der Elektronen mit der Zeit in den Grundzustand zurück. Der Effekt des zeitabhängigen Signalverlusts wird als „Fading“ bezeichnet.

Zur Durchführung des schweizerischen Dosimetrievergleiches werden TLD-100 Discs (LiF-Kristalle, 4,5 mm Ø x 0,9 mm) der Firma Harshaw-Bicron verwendet. Diese sind mit Magnesium und Titan dotiert. Die verwendeten 800 Kristalle stammen aus derselben Herstellungsladung und weisen deshalb ähnliche physikalische Eigenschaften auf [71]. Auf die Eigenschaften von TLD-100-Kristallen wird nun genauer eingegangen.

Bei einer Heizrate von 10 °C/min treten die Peaks der thermisch nicht vorbehandelten LiF:Mg,Ti-Kristalle zwischen Temperaturen von 62 und 370 °C auf [71]. Dosimetrisch von Bedeutung sind die Peaks 4 (170 °C) und 5 (190 °C) [71]. Die bei tiefen Temperaturen erscheinenden Peaks sind zwar zeitlich instabil, bei thermischer Vorbehandlung dosimetrisch aber nicht von Bedeutung.

Weltweit werden unterschiedliche Behandlungsschemata und Messverfahren mit TLD angewandt. Zur Interpretation von TLD-Messungen muss ein minimaler Satz an Basisinformationen bekannt sein [72]. Deshalb werden die Messparameter im Folgenden genauer erläutert.

5.3.2.2. Thermische Behandlung und Auswertung von TLD

Aus der Boltzmann-Gleichung folgt, dass die bei tiefen Auswertetemperaturen auftretenden Peaks eine kurze Halbwertszeit aufweisen. Bei TLD-100-Kristallen liegt sie im Bereich einiger Minuten, im Vergleich zu mehreren Jahren für die Peaks 4 und 5. Zur Minimierung der damit verbundenen Messunsicherheit werden die TLD deshalb vor der Auswertung 10 Minuten lang im Temperofen („PTW-TLDO“ von PTW Freiburg; Abbildung 5.3.2.3.b.) bei 100 °C vorgeheizt (engl.: *Preheating*). Die Peaks mit kurzer Halbwertszeit werden so eliminiert (Abbildung 5.3.2.2. und Abbildung 5.3.2.3.d.). Da das Spektrum der gemessenen Strahlung für den Dosimetrievergleich irrelevant ist, wird eine Entfaltung der Glühkurve in ihre Einzelpeaks nicht vorgenommen [69].

Zur Auswertung dient der ebenfalls von Harshaw-Bicron hergestellte Reader „5500“ (Abbildung 5.3.2.3.a). Da die genaue Lage der Peaks in der Glühkurve Schwankungen unterworfen ist, wird das Messsignal über den gesamten erfassten Temperaturbereich von

100 °C bis 325 °C integriert. Sowohl zum Aufheizen als auch zum Abkühlen der TLD auf 100 °C wird das Gerät mit hochreinem Stickstoff geflutet. Die verwendete Heizrate beträgt 15 °C/s, die Akquisitionszeit 20 s. Die Endtemperatur von 325 °C wird also 5 s lang beibehalten (Abbildung 5.3.2.3.d.). Aufgrund der relativ hohen Heizrate weicht die Temperatur des TLD von der vom Reader angezeigten Temperatur ab. Deshalb erscheinen die Peaks in der Glühkurve zu höheren Temperaturen verschoben (Abbildung 5.3.2.3.d.).

Im Anschluss an die Auswertung werden die TLD im Temperofen zur Stabilisierung der Sensitivität 15 Minuten bei 400 °C ausgeheizt und anschliessend passiv auf 45 °C abgekühlt (engl.: *Annealing*). Ein Annealing bei 400 °C bewirkt eine maximale Sensitivität der für die Dosimetrie relevanten Peaks 4 und 5 [71]. Es beseitigt ein eventuelles Restsignal und Kristallfehler, die durch die Bestrahlung induziert wurden. Auch der Gradient des Abkühlprozesses beeinflusst die Sensitivität der TLD. Nach dieser Prozedur sind die Kristalle für weitere Messungen bereit (Abbildung 5.3.2.2.). Die Sensitivität der Kristalle nimmt mit zunehmender Zeit zwischen Annealing und Bestrahlung, aber auch mit jedem Auslesezyklus ab [71].

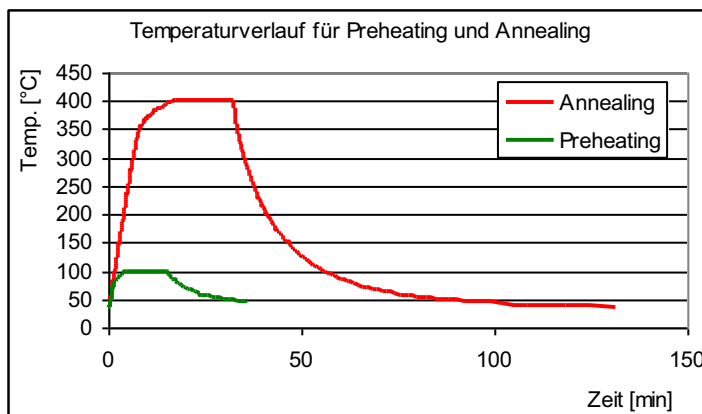


Abb. 5.3.2.2.: Temperaturprofile, die für das Preheating und das Annealing verwendet werden. Während der thermischen Behandlung befinden sich die TLD in abgedeckten Aluminiumschalen.

5.3.2.3. Kalibration und Berücksichtigung von Schwankungen der Sensitivität

Das Messsignal des Readers liegt als über die Akquisitionszeit integrierte Ladung vor. Ein von der Readersoftware angewandter Faktor (RCF; engl.: *Reader Calibration Factor*) konvertiert die integrierte Ladung in Dosis (Gray; [Gy]). Für dessen Ermittlung wurden die Kristalle am hauseigenen Cobalt-Bestrahlungsgerät einer Strahlendosis von 1 Gy ausgesetzt.

Auch TLD aus derselben Herstellercharge weisen leicht unterschiedliche Strahlenempfindlichkeiten auf: So beträgt die Standardabweichung der Sensitivität von 750 untersuchten TLD-100 Discs aus derselben Charge 1.91 % [68]. Individuelle ECC-Faktoren (engl.: *Element Correction Coefficient*) berücksichtigen die Sensitivität der verwendeten Kristalle zum Zeitpunkt der Kalibration. Sie wurden auf der Basis einer Bestrahlung am ^{60}Co -Gerät mit 1 Gy ermittelt.

Da die Dosissensitivität des Readers zeitlichen Schwankungen unterworfen ist und neben der Art der verwendeten TLD z. B. auch von der Strahlenenergie und der Produktionscharge abhängt, müssen weitere Korrekturfaktoren angewandt werden, die im Folgenden

erläutert werden. Ähnliches gilt für die ECC. Die aktuelle Sensitivität des Messsystems TLD-Reader muss deshalb bei jeder Messung berücksichtigt werden.

Mit dem automatischen Reader „5500“ können in einem Arbeitsgang 50 TLD ausgewertet werden (Abbildung 5.3.2.3.). Deshalb sind die St. Galler TLD zu Sets von jeweils 50 Kristallen zusammengestellt. Die TLD 01 bis 40 werden für Messungen verwendet, die TLD 41 bis 50 dienen zur Korrektur der aktuellen Sensitivität des Messsystems.

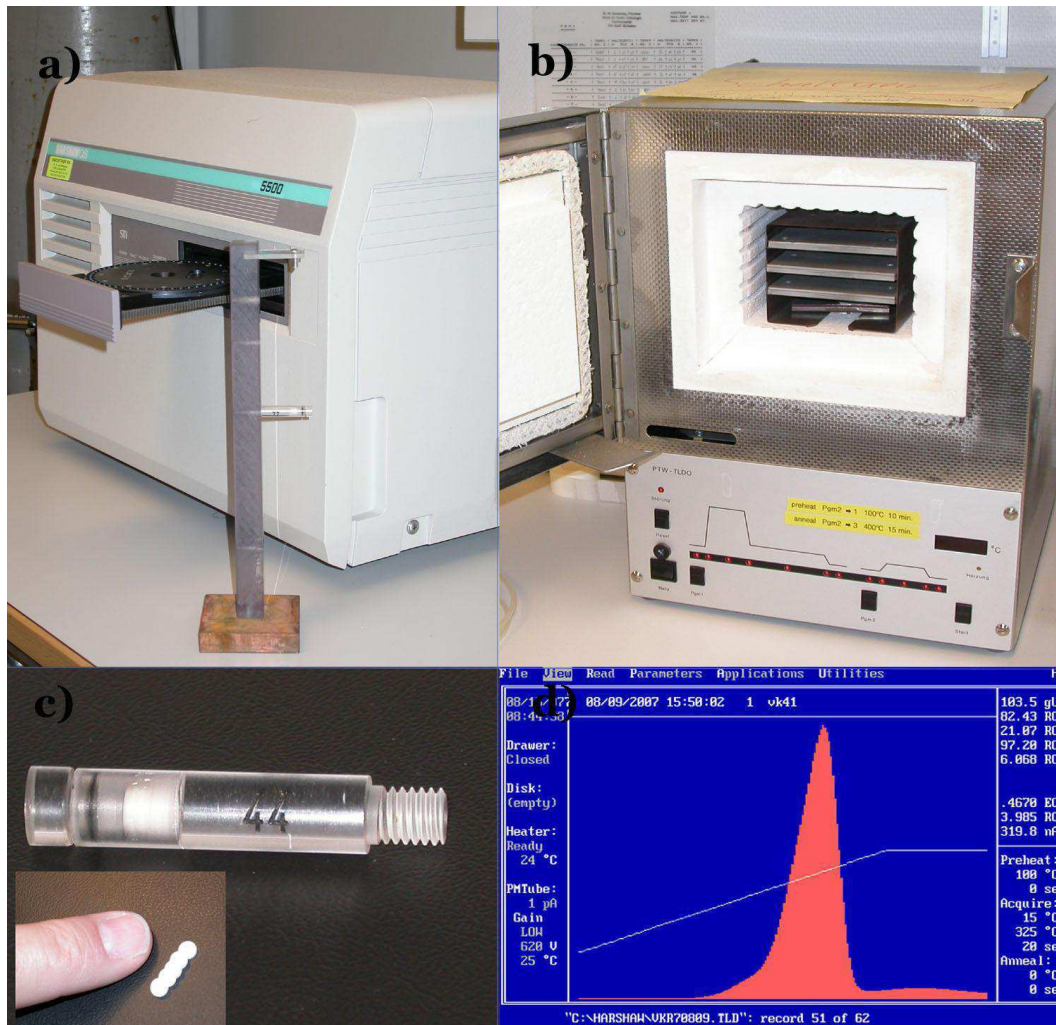


Abb. 5.3.2.3.: a) Reader; davor der für Messungen in Wasser vorgesehene Halter mit eingeschraubter Hülse. b) Ofen für das Preheating und Annealing. c) Eine nummerierte Hülse, darin die gestapelten Discs. Kleines Bild: TLD d) Glühkurve. Die weiße Kurve stellt das vorgegebene Temperaturprofil dar, das den Bereich von 100 bis 325 °C umspannt.

Vor jeder Auswertung werden die TLD 41 bis 50 am ^{60}Co -Gerät mit einer Dosis von 1 Gy bestrahlt. Das aus dem erwarteten Wert von 100 (entsprechend 1 Gy für ^{60}Co -Strahlung) und dem Mittelwert dieser 10 Messwerte gebildete Verhältnis wird als Kor-

rekturfaktor auf die Messwerte der TLD 01 bis 40 angewandt. Alle TLD gleichermaßen beeinflussende Schwankungen der Systemempfindlichkeit werden so kompensiert. Die Methode beruht auf der Beobachtung, dass die relative Sensitivität der TLD eines Sets über 1 bis 2 Messzyklen nicht messbar variiert und dass innerhalb eines Messzyklus keine Schwankungen der Readerempfindlichkeit auftreten. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass sich die relative Sensitivität eines TLD mit der Zeit messbar verändern kann. Verantwortlich dafür können z. B. eine unterschiedliche Strahlenvorgeschichte und langsam auftretende Beschädigungen der Kristalloberfläche durch Staub oder Kratzer sein. Im Anschluss an jede Messung wird eine Bestrahlung am ^{60}Co -Gerät im homogenen, zentralen Bereich des Feldes durchgeführt. Zur Korrektur einer individuellen Änderung der Kristallempfindlichkeit stehen damit für jede Messung zwei Referenzmessungen zur Verfügung, nämlich eine „Vorher“-Referenz und eine „Nachher“-Referenz. Ein Vergleich dieser zwei Referenzmessungen ermöglicht zudem eine Kontrolle der Reproduzierbarkeit der Messkette und hilft zu erkennen, wenn TLD vertauscht oder beschädigt worden sind. Im Allgemeinen differieren die relativen Sensitivitäten, die mit aufeinander folgenden Referenzbestrahlungen ermittelt werden, durchschnittlich um etwa 0.7 %. Dieses dynamische Vorgehen gewährleistet automatisch, dass eine sprunghafte Änderung der Sensitivität eines TLD schon bei der nächstfolgenden Messung berücksichtigt würde.

Die TLD sind nicht gekennzeichnet. Sie müssen deshalb über ihre Position identifiziert werden. Manipulationen erfolgen immer mit Hilfe einer vakuumbetriebenen Pinzette.

5.3.2.4. Numerische Auswertung

Das numerische Prozedere berücksichtigt zuerst Schwankungen der TLD-Sensitivität und die variierende Sensitivität des TLD-Reader-Systems (Abbildung 5.3.2.4.). Der Index i nummeriert die Readerwerte der TLD $i = 1$ bis 50.

Zur Beschreibung der eigentlichen Messung dienen die Variablen M_i und R :

M_i : der Readerwert für das i . TLD

R : der gemittelte Readerwert der TLD 41-50, die am ^{60}Co -Gerät bestrahlt wurden

R dient der Korrektur von Schwankungen des Messsystems „TLD-Reader“.

Die Variablen $R_{v,i}$ und $R_{n,i}$ beschreiben die vor und nach der eigentlichen Messung durchgeführten Referenzbestrahlung am ^{60}Co -Gerät:

$R_{v,i}$: Sensitivität des i . TLD relativ zum Mittelwert der TLD 41-50

$R_{n,i}$: Sensitivität des i . TLD relativ zum Mittelwert der TLD 41-50

Der Mittelwert der Kehrwerte von $R_{v,i}$ und $R_{n,i}$ dient als ECC-Korrekturfaktor. Er berücksichtigt den Sensitivitätsdrift der einzelnen TLD relativ zur mittleren Sensitivität der TLD 41 bis 50.

$M_{i,\text{kor}}$: der mit dem ECC-Korrekturfaktor und der Sensitivität des TLD-Reader-Messsystems korrigierte Messwert

Info	BCCs vor Mess.	BCCs nach Mess.	ECC-Korrektur vor	ECC-Korrektur nach	ECC-Korrektur Mittelwert	ECC-Korrektur Standardabw. (Kontrolle)	Verbraucht?	Messung	Messung n	Messung	
Filename	VORMS02	VORMS03						v0070819			
PMT Noise	0.01	0.01						0	ECC-Korr.F.	Sens.korrig.	
Test Light	15.09	15.03					vor G.0rs	15.23		Resultat	
v001	113.42	113.59	1.000	0.998	0.999	0.001		110.59	110.5	97.1	97.9
v002	114.82	115.64	0.987	0.981	0.984	0.003		112.46	110.7	97.2	0.80
v003	119.95	113.95	4	5	5	0.08		110.61	110.0	97.5	0.8%
v004	115.06	113.45	0.999	0.999	0.999	0.001		112.09	112.2	97.7	
v005	113.06	113.66	1.003	0.998	1.000	0.003		112.92	112.9	99.3	
v006	114.23	114.64	0.992	0.989	0.991	0.002		112.54	111.5	98.0	98.1
v007	113.43	112.99	0.999	1.004	1.002	0.002		113.13	113.3	99.6	1.22
v008	112.5	114.68	1.008	0.989	0.998	0.010		111.18	111.0	97.5	1.2%
v009	112.13	112.4	1.011	1.009	1.010	0.001		111.82	112.9	99.2	
v010	115.83	113.62	0.979	0.998	0.988	0.010		110.76	108.5	96.2	
PMT Noise	0.01	0.01									
Test Light	14.69	14.58						14.76			
v011	111.42	113.46	1.018	0.999	1.009	0.009		109.83	110.8	97.3	97.8
v012	114.71	114.36	0.988	0.991	0.990	0.001		110.97	109.8	96.5	1.08
v013	114.66	114.79	0.989	0.988	0.988	0.000		114.49	113.2	99.4	1.1%
v014	116.41	116.03	0.974	0.986	0.980	0.006		114.52	112.2	98.6	
v015	112.77	114.53	1.005	0.990	0.998	0.008		110.65	110.4	97.8	
v016	112.92	113.91	1.004	0.996	1.000	0.004		109.94	109.9	96.6	98.1
v017	114.64	114.08	0.989	0.994	0.991	0.002		112.05	111.1	97.6	0.99
v018	111.47	113.65	1.017	0.998	1.007	0.010		112.49	113.3	99.6	1.0%
v019	113.12	112.96	1.002	1.004	1.003	0.001		111.8	112.1	98.6	
v020	114.36	112.36	0.991	1.009	1.000	0.009		111.64	111.7	98.1	
PMT Noise	0.01	0.01						0.01			
Test Light	14.6	14.57						14.74			
v021	114.17	113.67	0.993	0.998	0.995	0.002		112.62	112.1	98.5	97.7
v022	115.36	114.92	0.983	0.987	0.985	0.002		113.29	111.6	98.8	0.50
v023	115.75	115.23	0.979	0.984	0.982	0.002		112.84	110.8	97.4	0.5%
v024	112.32	112.37	1.009	1.009	1.009	0.000		109.51	110.5	97.1	
v025	112.93	111.21	1.004	1.020	1.012	0.008		109.61	110.9	97.5	
v026	112.87	112.33	1.004	1.010	1.007	0.003		108.85	109.6	96.3	98.1
v027	112.67	113.04	1.006	1.003	1.005	0.002		110.59	111.1	97.6	1.13
v028	113.43	112.3	0.999	1.010	1.005	0.005		111.86	112.4	98.0	1.2%
v029	113.37	112.9	1.000	1.004	1.002	0.002		111.6	111.8	98.3	
v030	111.44	110.45	1.017	1.027	1.022	0.005		111.02	113.5	99.7	
PMT Noise	0.01	0.01						0.01			
Test Light	14.58	14.66						14.7			
v031	114.1	112.61	0.994	1.007	1.000	0.007		110.43	110.5	97.1	97.4
v032	113.24	113.4	1.001	1.000	1.001	0.001		111.88	111.9	98.4	0.67
v033	115.59	113.41	0.981	1.000	0.990	0.010		111.98	110.9	97.5	0.7%
v034	113.19	111.74	1.002	1.015	1.008	0.007		108.7	109.6	96.3	
v035	112.26	111.99	1.010	1.013	1.011	0.001		109.76	111.0	97.5	
v036	113.43	112.61	0.999	1.007	1.003	0.004		110.21	110.6	97.2	97.0
v037	111.89	111.73	1.013	1.015	1.014	0.001		109.52	111.1	97.6	0.80
v038	114.5	112.51	0.990	1.008	0.999	0.008		110.27	110.2	96.8	0.8%
v039	114.66	114.79	0.989	0.988	0.988	0.000		112.5	111.2	97.7	
v040	114.36	112.63	0.991	1.007	0.999	0.008		108.77	108.7	95.5	
PMT Noise	0.01	0.01						0.01			
Test Light	14.64	14.56						14.72			
v041	115.15	114.8	0.985	0.988	0.986	0.002		114.32	112.7	99.1	100.0
v042	113.12	113.36	1.002	1.000	1.001	0.001		113.58	113.7	99.9	0.80
v043	113.72	113.67	0.997	0.998	0.997	0.000		114.32	114.0	100.2	0.8%
v044	114.52	113.72	0.990	0.997	0.994	0.004		114.6	113.9	100.1	
v045	111.47	111.96	1.017	1.013	1.015	0.002		112.5	114.2	100.3	
v046	113.3	112.98	1.001	1.004	1.002	0.002		112.57	112.8	99.1	
v047	112.99	111.03	1.003	1.021	1.012	0.009		111.78	113.2	99.4	
v048	114	114.86	0.984	0.987	0.991	0.004		116.62	115.6	101.6	
v049	111.22	111.88	1.019	1.013	1.016	0.003		113.21	115.1	101.1	
v050	114.23	115.68	0.992	0.980	0.986	0.006		114.36	112.8	99.1	
PMT Noise	0.01	0.01						0.01	Mittelwert		
Test Light	14.65	14.5						14.68	Referenz		
Mittelwert	113.372	113.398			0.9996	0.0040		113.8	113.8		
Mittelwert Test	14.71	14.65						14.81			

Abb. 5.3.2.4. **Spalte 1 und 2:** Ablesewerte des Readers für die Cobalt-Referenzen vor und nach der eigentlichen Messung. Die Werte für R_v^{-1} , R_n^{-1} , deren Mittelwert und Standardabweichung folgen in den **Spalten 3 bis 6**. **Spalte 7:** Readerwerte M_i für die aktuelle Messung. **Spalte 8:** Produkt aus den Spalten 5 (ECC-Korrekturfaktor) und 7 (Messwert). In **Spalte 9** wird mit dem Referenzwert R (hier: 113.8 statt des erwarteten Wertes von 100) die aktuelle Sensitivität des TLD-Reader-Messsystems berücksichtigt. Die letzte Spalte enthält die Werte und Standardabweichungen der 8 Gruppen aus jeweils 5 TLD.

Damit ergibt sich der korrigierte Messwert für das i-te TLD

$$M_{i,\text{kor}} = M_i \times (100 / R) \times 0.5 \times (R_{v,i}^{-1} + R_{n,i}^{-1})$$

Der Faktor $100 / R$ berücksichtigt die aktuelle Sensitivität der Referenz-TLD 41 bis 50 und des Readers. Der Faktor $0.5 \times (R_{v,i}^{-1} + R_{n,i}^{-1})$ bemisst den Drift der Sensitivität des i. TLD relativ zu den Referenz-TLD.

Neben dem bereits erwähnten „Fading“, dem Verlust an Messsignal mit zunehmender Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung, müssen zwei weitere Eigenschaften der TLD berücksichtigt werden:

Die Sensitivität der TLD nimmt mit zunehmender Dosis zu. Dieser Effekt wird als „Supralinearität“ bezeichnet. Im Kapitel 5.6.2. werden neue Messungen zur Berücksichtigung dieses Verhaltens über einen grösseren Dosisbereich vorgestellt [68]. Weiter ist die Sensitivität von der Strahlenenergie abhängig. Die unter Mitwirkung des METAS durchgeführten Messungen zur Beschreibung der Sensitivität in Abhängigkeit vom $\text{TPR}_{20,10}$ -Wert der verwendeten Strahlenenergie wurden in [68] beschrieben.

Zur Berücksichtigung dieser Effekte werden drei weitere Korrekturfaktoren verwendet:

k_E Energiekorrektur als Funktion des $\text{TPR}_{20,10}$
 $k_E = 0.8853 + 0.1771 \times \text{TPR}_{20,10}$

k_F Korrektur für das Fading als Funktion der zwischen Bestrahlung und Auswertung verstrichenen Zeit dt
 $k_F = 1 / (1 - 0.001831 \times dt)$

k_S Korrektur für die Supralinearität als Funktion des korrigierten Messwertes
 $k_S = 1.047 - 0.00047 \times M_{i,\text{kor}}$

k_F bzw. k_S betragen eins, wenn dt gleich null bzw. $M_{i,\text{kor}}$ gleich 100 ist. Im Rahmen des schweizerischen Dosimetrievergleiches bilden jeweils 5 TLD eine Gruppe. Sie werden in eine Plexiglashülse gestapelt und wasserdicht verschlossen (Abbildung 5.3.2.4.c). Pro Set aus 50 TLD stehen somit 8 Dosimeter zur Verfügung. Damit ergibt sich die Dosis D_j der j. Gruppe ($j = 1 \dots 8$) in Gray:

$$D_j = G_j \times k_E \times k_F \times k_S$$

Die Mittelwerte G_j und Standardabweichungen der 8 Gruppen werden in eine Access-Datenbank (Access 2000, Microsoft) übertragen. Diese rechnet die Korrekturen k_E , k_F und k_S automatisch ein. Die Standardabweichung ist i. Allg. klein relativ zum Messwert. Da die drei Korrekturfaktoren nahe bei 1 liegen, werden die Werte für die Standardabweichung bezüglich Energie, Fading und Supralinearität nicht korrigiert.

Die Datenbank enthält zudem Angaben zu den Institution, deren Bestrahlungsgeräten und Energien, zum Beispiel die $\text{TPR}_{20,10}$ -Werte. Eine fortlaufend vergebene „Versuchsnummer“ unterstützt die Identifizierung zusammengehörender Messungen. Die Datenbank verwaltet die Zuordnung der TLD (Set und Gruppe) zu den nummerierten Plexiglashüllen. Zur Berücksichtigung des Fadings werden die Zeitpunkte der durch die Institution durchgeführten Bestrahlung und der Referenz-TLD 41-50 erfasst. Die Datenbank automatisiert die Verfassung der Schlussberichte für die Institutionen und ermöglicht einfache

statistische Auswertungen. Zudem übernimmt sie einfache administrative Aufgaben wie den Druck von Etiketten und Briefumschlägen.

5.3.2.5. Reproduzierbarkeit der TLD-Messungen

Durch Auswertung von 29 am Cobalt-Gerät getätigten Referenzbestrahlungen eines ausgewählten Sets (Set „b“) soll die Reproduzierbarkeit des Auswerteverfahrens abgeschätzt werden.

In Abbildung 5.3.2.5.a. sind die über 50 TLD gemittelten Readerwerte der Referenzbestrahlungen dargestellt. Einerseits fällt auf, dass die Sensitivität mit der Zeit abnimmt, andererseits können unvermittelte Sprünge der Sensitivität des TLD-Reader-Systems von mehr als 10 % beobachtet werden. Tendenziell nimmt die Sensitivität ab. Dafür sind u. a. zunehmende Kristalldefekte und die Verschmutzung der TLD-Oberflächen verantwortlich, die sich durch das Einbrennen kleinster Partikel während des Ausheizprozesses manifestieren.

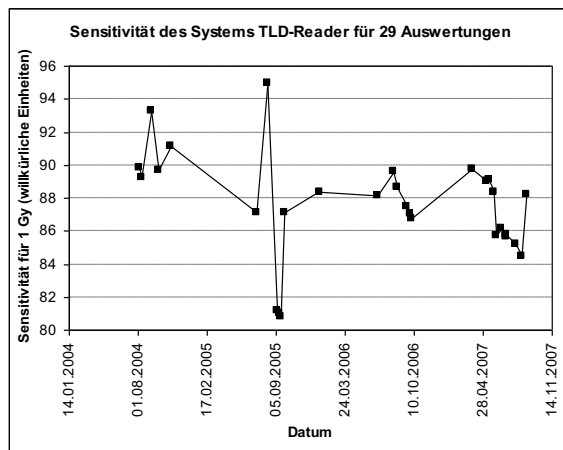


Abb. 5.3.2.5.a.: Mittelwert der Auslesewerte von 50 TLD desselben Sets („Set b“) bei einer Bestrahlung mit 1 Gy am ^{60}Co -Gerät

Die in 5.3.2.4. beschriebene Auswertungsmethode wird auf die j. Cobalt-Bestrahlungen angewandt ($j = 2$ bis 28). Dabei dienen die vorangehende ($j-1$.) beziehungsweise nachfolgende ($j+1$.) Cobalt-Bestrahlung als Vorher- und Nachher-Referenz. Für die TLD 01 bis 40 muss sich mit der beschriebenen Auswertungsmethode ein Wert von 100 ergeben.

Die Verteilung der Dosen für 40 TLD aus 27 Auswertungen, insgesamt also für 1080 Werte, ist in der Abbildung 5.3.2.5.b. dargestellt. Die Standardabweichung σ der mit einem einzelnen TLD ermittelten Messwerte beträgt 0.96 %. Im TLD-Dosimetrievergleich wird der Messwert als Mittelwert eines aus 5 TLD bestehenden Detektors ermittelt. Da die einzelnen TLD-Messungen aber aufgrund des gemeinsamen Behandlungs- und Auswertprozesses korreliert sind, ist der Gewinn an Messgenauigkeit kleiner, als es die Verwendung mehrerer Detektoren erwarten lässt: Der theoretische Standardfehler des Mittelwertes x_0 , $\sigma(x_0)$, beträgt $(\sigma^2/5)^{0.5} = 0.43$ %. Der gemessene Standardfehler liegt aber bei 0.62 % (Abbildung 5.3.2.5.c.). Die bestenfalls erreichbare Messgenauigkeit des gewählten Auswertverfahrens beträgt somit ungefähr 0.6 %.

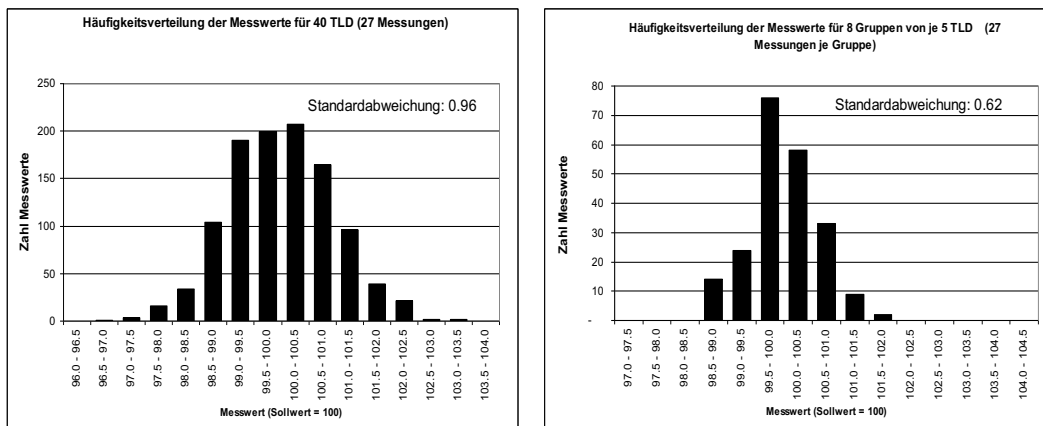


Abb. 5.3.2.5.b. (links) und Abb. 5.3.2.5.c. (rechts): Häufigkeitsverteilung der Messwerte bei einem erwarteten Wert von 100 (alle Angaben in Prozent). Die Standardabweichung der Einzelmessung beträgt 0.96 %, jene des Mittelwertes einer Gruppe aus 5 TLD 0.62 %.

5.3.3. Beispiel: der Dosimetrievergleich des Jahres 2007

Die Institutionen sind im Besitz eines Halters, in den die Hülsen in der vorgesehenen Wassertiefe eingeschraubt werden können. Die Höhe des Wasserspiegels über der Hülse kann mittels eines in den Halter einschiebbaren Plättchens und einer daran befestigten Nadel überprüft werden. Für jede Messung stehen zwei TLD-Hülsen zur Verfügung.

Anhand des im Jahr 2007 durchgeführten Dosimetrievergleiches wird im Folgenden gezeigt, welchen Stand die unter einfachen Bedingungen angewandte Dosimetrie der radioonkologischen Institutionen in der Schweiz aufweist. Die Resultate erlauben zudem Rückschlüsse auf die Messgenauigkeit der in St.Gallen betriebenen TLD-Dosimetrie.

Vor jeder Durchführung eines TLD-Dosimetrievergleiches wird die St.Galler Kalibration kontrolliert. Dazu werden unter identischen Strahlbedingungen Messungen mit TLD und mit der beim METAS kalibrierten Ionisationskammer durchgeführt. Wenn die mit TLD gemessenen Dosen für 4, 6 und 15X besser als 1 % mit den Ionisationskammer-Messwerten übereinstimmen, wird die Kalibration beibehalten. So wurde in den Jahren 2005 bis 2007 dieselbe Kalibration angewandt.

Am Dosimetrievergleich des Jahres 2007 nahmen 24 Institutionen mit 47 Bestrahlungsgeräten teil. 87 Photonenfelder wurden kontrolliert. Neben der Absolutdosimetrie wurde durch Messung des $\text{TPR}_{20,10}$ -Wertes die Energie kontrolliert. Entsprechend der Empfehlung No. 8 der SGSMP [64] wurden die Institutionen angewiesen, bei konstantem Fokus-Detektorabstand in zwei Messtiefen möglichst genau 1.00 Gy zu applizieren und die tatsächlich applizierte Dosis und die benötigten ME zu notieren. Entsprechend wurde für Cobalt der $\text{TPR}_{10,5}$ -Wert kontrolliert und die Strahlzeit angegeben.

Die Anweisung zum Dosimetrievergleich des Jahres 2007 befindet sich im **Anhang zu 5.3.3.**

Tabelle 5.3.3.a. zeigt eine Zusammenstellung der in der Kalibrationstiefe getätigten Messungen. Aufgeführt ist das Verhältnis der gemessenen zur vorgegebenen Dosis, D_m/D_s . Die D_m/D_s -Werte zeigen die folgenden Eigenschaften: Gemittelt über alle kontrollierten Strahlfelder beträgt der Wert von D_m/D_s 1.001, wobei die Standardabweichung 0.9 % ausmacht. Der maximale Wert liegt bei 1.021, der minimale Wert bei 0.980. Zum Vergleich sind die Mittelwerte (MW) der vorangegangenen 5 Jahre aufgeführt:

Tab. 5.3.3.a.: Gemittelte D_m/D_s -Werte (MW) für die Absolutdosimetrie der Jahre 2002 bis 2007. Für das Jahr 2007 sind zudem die Zahl der kontrollierten Felder und die Standardabweichung (St.Abw.) angegeben.

Energie	Zahl Felder 07	MW 2007	St.Ab. 2007	MW 2006	MW 2005	MW 2004	MW 2003	MW 2002
6X	45	1.0000	0.83%	1.002	1.001	1.017	1.016	1.017
15X	11	0.9975	1.06%	0.998	0.992	1.011	1.007	1.007
18X	20	1.0020	0.59%	1.005	1.000	1.007	1.015	1.010
andere	11	1.0082	1.07%	1.000	1.002	1.004	1.004	1.012
alle	87	1.0012	0.90%	1.002	1.000	1.012	1.013	1.014
"alte" Kalibration								

Die in der zweiten Messtiefe durchgeführten Messungen wurden analog ausgewertet. Der mittlere D_m/D_s -Wert beträgt 0.998, dessen Standardabweichung 1.16 %. Die Verteilung der D_m/D_s -Werte beider Messtiefen ist in der Abbildung 5.3.3.a. dargestellt:

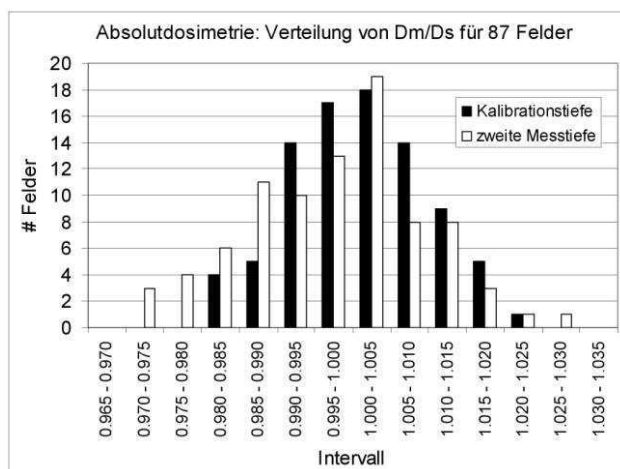


Abb. 5.3.3.a.: Histogramme der Werte für D_m/D_s : Die schwarzen Balken stellen die Werte für D_m/D_s in der Kalibrationstiefe dar. Die in der zweiten Messtiefe bestimmten Werte sind mit weißen Balken dargestellt.

Da alle Messwerte besser als 3 % mit dem erwarteten Wert übereinstimmen, kann das Resultat des Dosimetrievergleichs durchwegs als optimal bewertet werden.

Abbildung 5.3.3.b. zeigt die Verteilung der in Relation zum Sollwert gesetzten $TPR_{20,10}$ -Messwerte. Das mittlere Verhältnis zwischen den gemessenen zu den angegebenen Werten beträgt 0.995, die Standardabweichung 0.6 % (Maximum: 1.013; Minimum: 0.977). Auch die $TPR_{20,10}$ -Werte erfüllen die Anforderungen somit optimal.

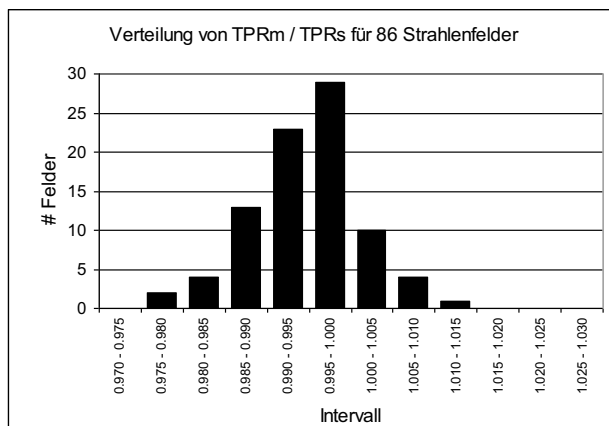


Abb. 5.3.3.b.: Verteilung der Verhältnisse zwischen den gemessenen und angegebenen $TPR_{20,10}$ -Werten. Alle Werte stimmen besser als 2.5 % mit den erwarteten überein.

Wie bereits in den Jahren 2002 und 2003 nahm das METAS auch am Dosimetrievergleich des Jahres 2007 teil. Damit ist der Dosimetrievergleich an jene Behörde angeschlossen, die auch die Eichung der in den radio-onkologischen Institutionen verwendeten Referenzdosimeter vornimmt. Ähnlich wie in den früheren Dosimetrievergleichen liegen die gemessenen Dosen, von Cobalt abgesehen, im Mittel 1.4 % tiefer als angegeben (Tabelle 5.3.3.b.).

Ein möglicher Grund für die beobachtete Abweichung des METAS relativ zum Durchschnitt der kontrollierten Institutionen liegt im Anlaufverhalten des Beschleunigers: Bei der Kalibration der Referenzdosimeter befindet sich der Beschleuniger im dauernden Strahlbetrieb, und die Dosis wird über ein festes Zeitintervall aufintegriert. Zur Bestrahlung der TLD muss das Bestrahlungsgerät in Betrieb gesetzt und nach dem Erreichen von etwa 1 Gy manuell gestoppt werden. Diese Vermutung wurde im Dezember 2007 vom METAS bestätigt.

Energy	Dm / Ds
Cobalt	1.002
4X	0.980
6X	0.985
15X	0.984
18X	0.996
21X	0.985

Tab. 5.3.3.b.: Auswertung der Bestrahlungen des METAS: Ohne Berücksichtigung der Cobalt-Messungen liegt der mittlere Wert von D_m/D_s bei 0.986.

Wie bereits erwähnt, beträgt die Standardabweichung des Verhältnisses zwischen der gemessenen und der berechneten Dosis in der Kalibrationstiefe 0.9 %. Dieser Wert beinhaltet sowohl die Standardabweichung der von den Institutionen durchgeführten Dosimetrie als auch die Standardabweichung der TLD-Messmethode. Somit ist die Reproduzierbarkeit der TLD-Messmethode besser als 0.9 %. Zusammen mit der aus den Cobalt-Referenzbestrahlungen abgeleiteten oberen Grenze für die Reproduzierbarkeit ergibt sich eine Standardabweichung der Messmethode zwischen 0.6 und 0.9 %.

5.4. Erweiterte Zielsetzung des Dosimetrievergleiches der SGSMP

Die zunehmende Komplexität der in der Klinik angewandten Bestrahlungstechniken macht auch eine Anpassung des schweizerischen Dosimetrievergleiches nötig. Die SGSMP hat deshalb entschieden, seinen Mitgliedern die Teilnahme an einem Dosimetrievergleich für IMRT zu ermöglichen. Der Dosimetrievergleich soll

- das Angebot bestehender Dosimetrievergleiche ergänzen;
- den Bedürfnissen der Institutionen angepasst sein;
- in den schweizerischen Institutionen einen festen Bestandteil des Qualitätssicherungskonzepts bilden;
- alle schweizerischen Institutionen einschliessen, die IMRT betreiben;
- Rückschlüsse über die Entwicklung der Qualität der IMRT erlauben – sowohl für die einzelne Klinik als auch für die Gesamtheit der in der Schweiz tätigen Institutionen;
- regelmässig stattfinden und damit eine Plattform für Diskussionen darstellen. Eine Institution soll ihn jederzeit abrufen können;
- auf neue Bedürfnisse, die von den Institutionen geäussert werden, schnell und flexibel reagieren;
- auf den Materialien und Methoden des bisherigen Dosimetrievergleiches der SGSMP aufbauen.

Die Gesamtheit dieser Anforderungen kann nur von einem Dosimetrievergleich erfüllt werden, der von der SGSMP selber angeboten wird. Mit dessen Konzipierung wurde das für die bisherigen Dosimetrievergleiche der SGSMP zuständige Team des Kantonsspitals St.Gallen unter der Verantwortung des Autors betraut [6, 68].

Die Teilnahme an einem IMRT-Dosimetrievergleich ist auch für die Institutionen mit beträchtlichem Aufwand verbunden. Zur Erhöhung der Akzeptanz des geplanten Dosimetrievergleiches wurden die Institutionen in den Planungsprozess des IMRT-Dosimetrievergleiches und die Evaluation eines geeigneten Phantoms einbezogen.

5.5. Konzipierung unter Mitwirkung der Institutionen

5.5.1. Abklärung der Erwartungen an einen IMRT-Dosimetrievergleich

Im Rahmen einer Umfrage wurden die Meinungen der in der Schweiz tätigen Institutionen zu 16 strahlenphysikalischen Aspekten eines IMRT-Dosimetrievergleiches eingeholt. (Der Fragebogen befindet sich im **Anhang zu 5.5.1.**). Die Beurteilung der Aspekte erfolgte mittels einer 5-teiligen Skala: „very important“ – „important“ – „nice to have“ – „not so relevant“ – „irrelevant“. Dabei wurden die folgenden Gesichtspunkte bewertet:

- Bedeutung der verfügbaren Dosimetriesysteme:
 - Ionisationskammer
 - Film
 - TLD
- Grösse und Anthropomorphie des Phantoms:
 - Die Phantomgrösse ist geeignet, die Bestrahlung grosser Volumina in der Thorax- und Pelvisregion zu verifizieren.
 - Das grosse Phantom weist eine anthropomorphe Form auf.
 - Die Phantomgrösse ist geeignet, die Bestrahlung kleiner Zielvolumina des Halses, Nackens und der Gliedmassen zu verifizieren.
 - Das kleine Phantom weist eine anthropomorphe Form auf.
- Anforderungen an die Filmdosimetrie:
 - Das Phantom weist Einschiebe verschiedener Dichte für Knochen, Lunge und Normalgewebe auf.
 - Anzahl Filme, mit denen das Phantom bestückt werden kann. Es wurde angenommen, dass ein Film in der Messebene und jeweils zwei, vier oder mehr Filme in benachbarten Ebenen gleichen Abstandes platziert werden.
 - Die Phantomgrösse ist der Grösse der Dosimetriefilme angepasst.
 - Die Filmdosimetrie kann sowohl in transversalen als auch koronalen oder sagittalen Schnitten durchgeführt werden. Gegebenenfalls muss das Phantom umgedreht werden.
 - Die Fixierung der Phantomplatten schränkt die Positionierung des Films nicht ein. Der Strahlengang wird nicht beeinflusst.
- Design und Konstruktion:
 - Das Phantommaterial ist äquivalent zu Wasser.
 - Es sind lungenäquivalente Einsätze verfügbar.
 - Die Ionisationskammer kann im Phantom an verschiedenen Positionen platziert werden, auch an solchen mit von Wasser abweichender Dichte.
 - Das Phantom kann auch zur einfachen Kontrolle der Absolutdosimetrie verwendet werden. Dabei wird – ähnlich wie beim bisherigen Dosimetrievergleich der SGSMP – ein reguläres Feld senkrecht auf eine ebene Fläche des Phantoms abgestrahlt.

5.5.2. Resultate der Umfrage

Die folgenden Abbildungen zeigen eine Auswertung der Fragebögen von 18 Institutionen. Zur Berechnung einer „gemittelten Antwort“ wurde der Antwort „very important“ der Wert 5, der Antwort „important“ der Wert 4 u.s.w. zugewiesen. Die „gemittelte Antwort“ entspricht dem Durchschnitt dieser Werte.

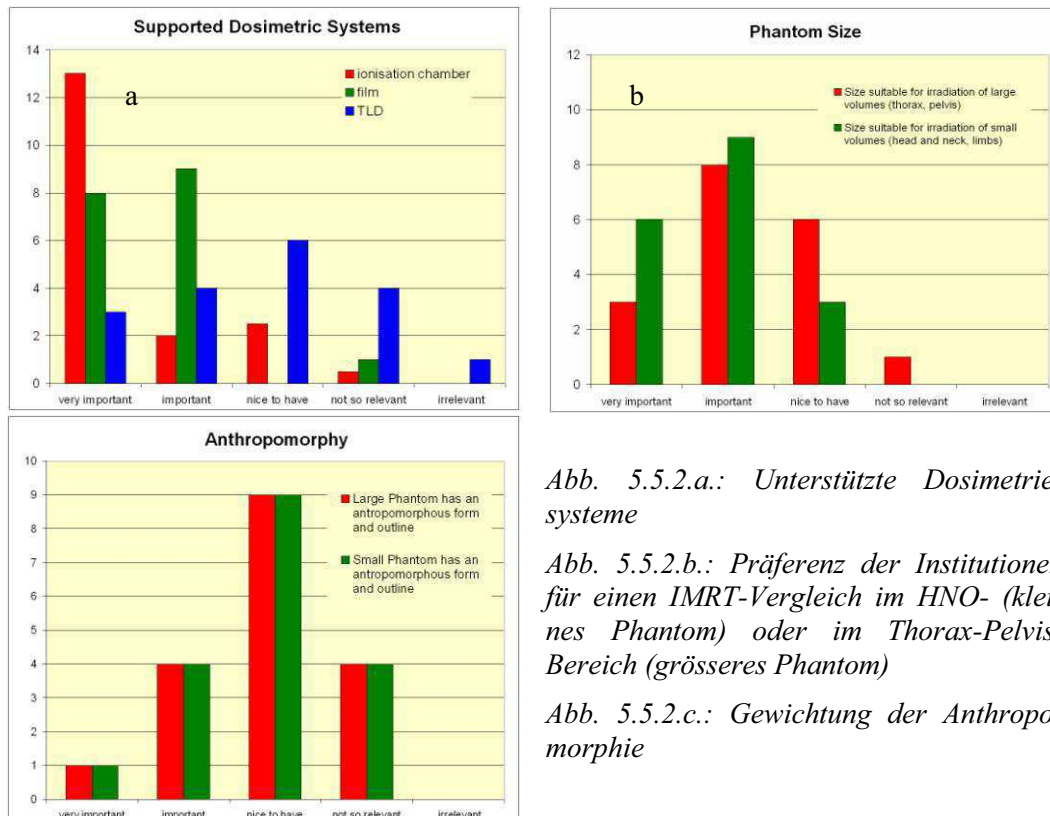


Abb. 5.5.2.a.: Unterstützte Dosimetrie-systeme

Abb. 5.5.2.b.: Präferenz der Institutionen für einen IMRT-Vergleich im HNO- (kleines Phantom) oder im Thorax-Pelvis-Bereich (grösseres Phantom)

Abb. 5.5.2.c.: Gewichtung der Anthropomorphie

Der Bedeutung von Messungen mit der Ionisationskammer wurde eine gemittelte Antwort von 1.5, mit Filmen von 1.7 und mit TLD von 2.8 zugewiesen (Abbildung 5.5.2.a.). Diese Werte widerspiegeln vor allem die Bedeutung der jeweiligen Messmethode im eigenen Haus. Denn im Rahmen eines externen Dosimetrievergleiches kann eine unabhängige Ionisationskammernessung nicht durchgeführt werden, TLD bilden jedoch das übliche Messmittel. Die Vorlieben für Messungen mit einem kleinen oder grossen Phantom sind vergleichbar gross: Die gemittelten Antworten betragen 1.8 beziehungsweise 2.3 (Abbildung 5.5.2.b.). Zum Zeitpunkt der Umfrage war noch nicht klar, ob die AAPM ihren Dosimetrievergleich im HNO-Bereich in der Schweiz regelmässig anbieten wird. Die Beurteilung der Anthropomorphie für kleine oder grosse Phantome fällt identisch aus (Abbildung 5.5.2.c.).

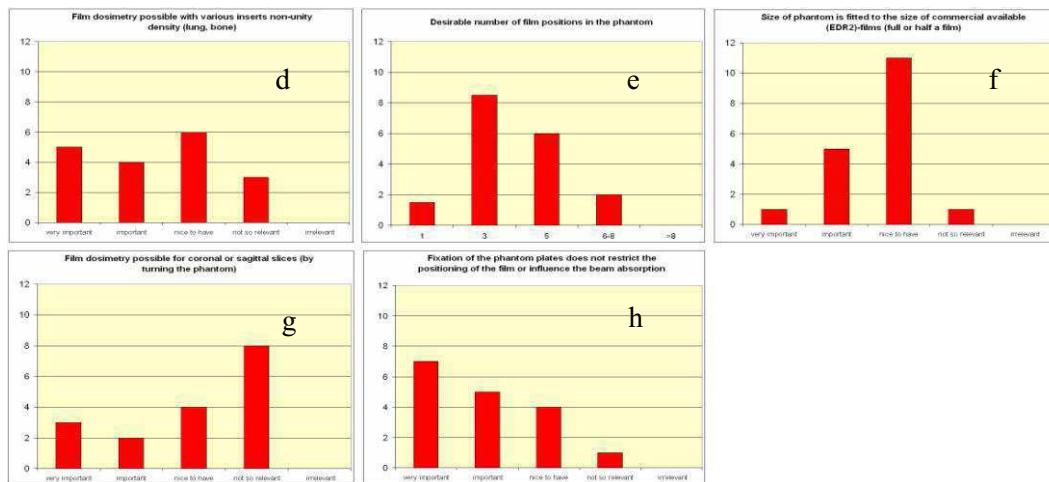


Abb. 5.5.2.d.-h.: Anforderungen an die Filmdosimetrie

Die Anforderungen an die Filmdosimetrie werden wie folgt beurteilt (Abbildungen 5.5.2.d. bis 5.5.2.h.). Die „gemittelte Antwort“ ist im Folgenden in Klammern aufgeführt:

d: Die Bedeutung der Filmdosimetrie in Bereichen verschiedener Dichte wird uneinheitlich eingeschätzt (2.4). e: Die Verwendung von 3 bis 5 Filmen entspricht der Praxis (2.5). Drei Institutionen haben zwei Antworten angekreuzt. Deshalb stellen einige Säulen halbzahlige Werte dar: Die Grösse des Phantoms relativ zum Dosimetriefilm wird als nicht wesentlich beurteilt (2.7). g: Der Möglichkeit, Filmdosimetrie in verschiedenen orientierten Ebenen zu ermöglichen, wird wenig Gewicht beigemessen (2.7). h: Hingegen erscheint es wichtig, dass die Phantomfixation den Strahlengang nicht beeinflusst (1.9).

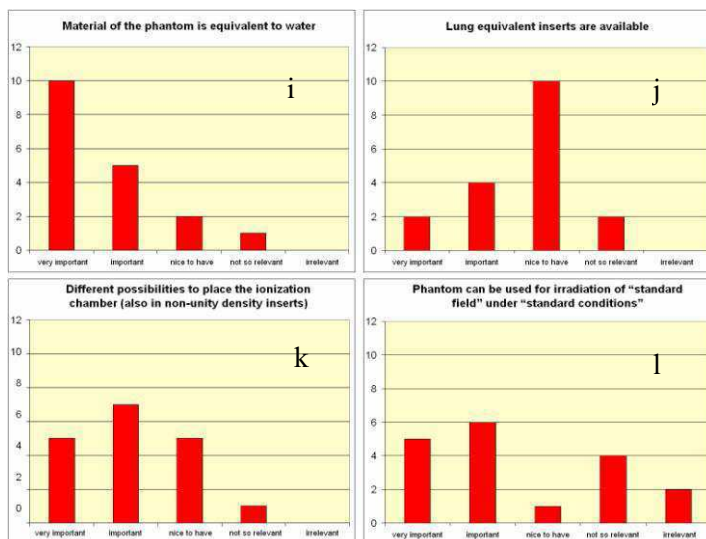


Abb. 5.5.2.i.-l.: Wasseräquivalenz des Phantoms, Bedeutung lungenäquivalenter Einsätze, Ionisationskammermessungen und Bestrahlung unter „Standardbedingungen“

In den Abbildungen 5.5.2 i. bis 5.5.2.l. sind die Anforderungen an das Design und die Konstruktion zusammengestellt. i: Die Wasseräquivalenz des Phantoms wird hoch gewertet (1.7). j: Dem Vorhandensein von lungenäquivalenten Einsätzen wird kein wesentliches Gewicht beigemessen (2.7). k: Es scheint wünschenswert, Messungen mit der Ioni-

sationskammer an verschiedenen Stellen durchführen zu können (2.1). 1: Die Möglichkeit, mit dem Phantom die Dosimetrie von Standardfeldern zu kontrollieren, wird unterschiedlich bewertet (2.6).

Einige Antworten scheinen eher die Bedeutung des jeweiligen Aspektes für die IMRT im eigenen Hause zu widerspiegeln, weniger die Erwartungen an einen externen Dosimetrievergleich.

5.5.3. Erweiterte Anforderungen an ein Phantom

An ein Phantom, das im Rahmen eines Dosimetrievergleiches eingesetzt wird, müssen zusätzliche Anforderungen gestellt werden. So kann im Rahmen eines externen Dosimetrievergleiches eine Bestrahlung des Phantoms unter Standardbedingungen der Kontrolle der Absolutdosimetrie und der Bestrahlungsplanung unter einfachen geometrischen Bedingungen dienen. Eine Bestrahlung in einem Wasserphantom entfällt dadurch, was den Zeitaufwand für die Institution verkleinert. Zudem muss die Handhabung einfach sein. Weitere 11 Kriterien, die den teilnehmenden Institutionen aber nicht zur Bewertung unterbreitet wurden, sind deshalb:

- Es können Strukturen, wie das PTV oder kritische Organe, definiert und im CT dargestellt werden.
- Benutzerfreundlichkeit der Fixationshilfe, mit der die Phantomplatten zusammengepresst werden
- Eignung für den Postversand
- Die Fixation befindet sich innerhalb des Phantoms. Dadurch erschwert sich der Zusammenbau und die Platzierung des Filmes.
- Gewicht des Phantoms
- Abmessungen des Phantoms
- Eine Lagerungshilfe erleichtert den Zusammenbau des Phantoms.
- Falls eine Lagerungshilfe zur Verfügung steht: Sie wird vor der Bestrahlung entfernt.
- Am Phantom angebrachte Nadeln markieren das Koordinatensystem auf dem Film.
- Auf der Phantomoberfläche sind Einstellhilfen gezeichnet.
- Mittels technischer Hilfsmittel kann das Phantom relativ zum Isozentrum reproduzierbar gelagert werden. Dazu steht zum Beispiel eine am Tisch angebrachte Fixation bereit.

5.5.4. Vergleich von sechs Phantomen

Unter Anwendung aller betrachteten Kriterien wurden sechs IMRT-fähige Phantome gegenübergestellt:

- das IMRT Phantom der Firma Scanditronix / Wellhöfer
- das Benchmark IMRT-Phantom der Firma MED-TEC
- das IMRT Thoraxphantom Model 002LFC der Firma CIRS, Norfolk, Virginia 23513 USA
- das Head/Neck Phantom Model T40015 der Firma PTW

- RW3-Platten von PTW Freiburg: Wasseräquivalente Platten gehören zur Grundausstattung einer radio-onkologischen Abteilung. Die Platten können zu einem nicht-anthropomorphen Phantom gestapelt werden, mit dem IMRT-Pläne verifiziert werden können. Dazu muss nur eine passende Halterung gebaut werden.
- I.P.S.M.-Phantom: Es wurde von der I.P.S.M. Radiotherapy Topic Group, UK, entwickelt [73]. Das Phantom fand beim 1994 von der SGSMP durchgeführten Bestrahlungsplanungsvergleich Verwendung und ist im Besitz der SGSMP.

Zusammen mit den nicht-strahlenphysikalischen Aspekten ergeben sich 28 Kriterien zur Evaluation eines Phantoms. Die Gewichte der nicht-strahlenphysikalischen Kriterien wurden durch den Autor festgelegt.

Zum Zeitpunkt der Umfrageauswertung erklärte sich das AAPM bereit, den IMRT-Dosimetrievergleich des HNO-Bereiches allen Schweizer Institutionen auch in Zukunft kostenlos anzubieten. Deshalb wurde entschieden, den geplanten IMRT-Dosimetrievergleich für die Thorax-Region zu konzipieren. Die Anforderungen an die Grösse und Anthropomorphie beschränken sich deshalb auf ein Phantom für den Thorax-Becken-Bereich. Die Verfügbarkeit von lungenäquivalenten Einsätzen erhält ein höheres Gewicht.

Der von den betrachteten Phantomen erreichte Erfüllungsgrad der einzelnen Phantome wurde vom Autor beurteilt (5: Kriterium vollständig erfüllt; 0: Kriterium nicht erfüllt). Einige Kriterien liessen sich allerdings nur bedingt objektiv bewerten. Der Vergleich der Phantome befindet sich im **Anhang zu 5.5.2.**: Gegenüberstellung von 6 käuflichen IMRT-Phantomen.

Die erreichte Punktzahl eines Kriteriums ergab sich durch Multiplikation der Gewichtung mit dem „Erfüllungsgrad“ des Kriteriums. Die Summe der erreichten Punktzahlen diente als Mass für die Eignung des Phantoms für den geplanten Dosimetrievergleich.

5.5.5. Evaluation und Kritik der Evaluationsmethode

Das IMRT-Phantom von CIRS erfüllt die gestellten Anforderungen am besten: 378 von 475 möglichen Punkten wurden erreicht. Es fällt auf, dass das RW3-Plattenphantom (332 Punkte) im Vergleich zu den verbleibenden Phantomen (301, 341, 224 und 216 Punkte) sehr gut abschneidet. In der Praxis werden diese Platten auch verbreitet zur Verifikation von IMRT-Plänen verwendet.

Die gewählte Evaluationsmethode ist nur bedingt objektiv. Denn die Zusammenstellung der Kriterien, deren Gewichtung und Erfüllungsgrad unterliegen einer gewissen Willkür. Trotzdem weist die Evaluationsmethode Vorteile auf: Sie zwingt den Beurteilenden, klare Kriterien aufzustellen, diese nach deren Stichhaltigkeit zu gewichten und systematisch anzuwenden.

Die Evaluationsmethode hat zu einer eindeutigen Entscheidung geführt. Auch grössere Schwankungen in der subjektiven Beurteilung der Kriterien hätten keinen entscheidenden Einfluss auf die getroffene Wahl ausgeübt. Es darf angenommen werden, dass das Phantom durch die Institutionen eine hohe Akzeptanz erfährt.

5.5.6. Eigenschaften des Thoraxphantoms von CIRS

Das ausgewählte CIRS-Phantom stellt den Thoraxbereich eines durchschnittlich grossen Menschen dar. Es ist 30 cm lang, 30 cm breit und 20 cm hoch. Die Aussenlinie und die Form der inneren Strukturen des Phantoms sind in Längsrichtung invariant. Die Dichte des Muskelgewebes beträgt 1.06 g/cm^3 . Die Dichte des für die beiden Lungenflügel verwendeten Materials liegt bei 0.21 g/cm^3 , jene der knöchernen Wirbelsäulen-Struktur bei 1.60 g/cm^3 . Da die effektive Ordnungszahl der verwendeten Materialien annähernd jener von Wasser (7.24) entspricht, können die Strahlabsorptionseigenschaften durch die – auf Wasser bezogene – Elektronendichte beschrieben werden. Für Muskel, das Lungenmaterial und die knöcherne Struktur beträgt dieser Wert laut Herstellerangaben 1.042, 0.207 bzw. 1.506.

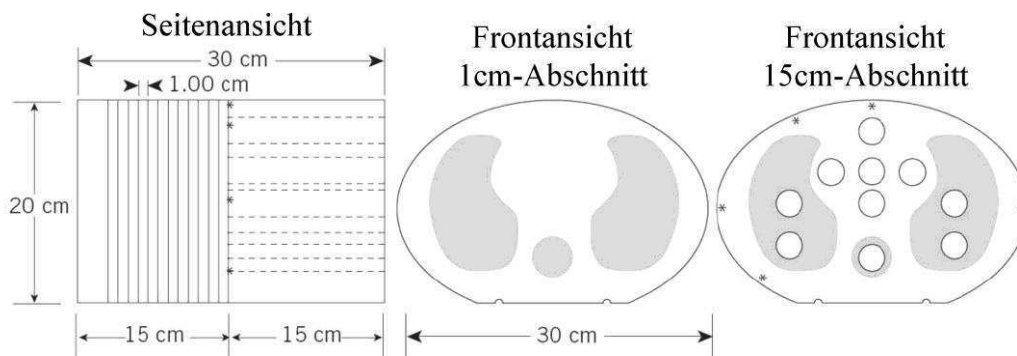


Abb. 5.5.6.: Geometrie des CIRS-Thoraxphantoms

Der für Ionisationskammermessungen vorgesehene Teil des Phantoms besteht aus einem 15 cm langen Block, der zehn für die Aufnahme von Adaptern vorgesehene Bohrungen aufweist. Ionisationskammermessungen sind in allen drei Gewebearten möglich. Film- und TLD-Dosimetrie können im Bereich der 12 Schichten von 1 cm Dicke betrieben werden. Ein 3 cm dicker Block schliesst das Phantom ab (Abbildung 5.5.6.). Ein weiterer, 6.3 cm dicker Block ist für Messungen im Normalgewebe zwischen den Lungenstrukturen vorgesehen. Dessen kubische Aussparung kann mit Phantom für Film- und TLD-Messungen gefüllt werden. Bestrahlungen unter einfachen Bedingungen erlauben Rückschlüsse auf die Absolutkalibration des Bestrahlungsgerätes und die Genauigkeit des angewandten Rechenalgorithmus. Zur gegenseitigen Ausrichtung der Phantomplatten dient eine mit zwei Längsrillen versehene Lagerungshilfe. Die Fixierung erfolgt mit zwei Endrahmen und vier ausserhalb des Phantoms verlaufenden Stangen, mit denen die Phantomelemente zusammengepresst werden. Werden die Schrauben gelockert, können einzelne Schichten sehr leicht entfernt und durch andere ersetzt werden. Da für den vorgesehenen Dosimetrievergleich unterschiedliche Messmittel und Phantomplatten verwendet werden, ist diese Eigenschaft für eine einfache Handhabung wesentlich.

5.6. Basismessungen

Der geplante IMRT-Dosimetrievergleich stellt hohe Anforderung an die Messgenauigkeit, die mit den vorgesehenen drei Messmitteln im CIRS-Phantom erreicht werden soll. In diesem Kapitel werden zuerst Messungen mit Filmen und TLD vorgestellt. Diese erlauben eine Abschätzung der zu erwartenden Messgenauigkeit.

Im Gegensatz zum bisherigen Dosimetrievergleich werden die applizierten Dosen den gesamten klinischen Dosisbereich einschliessen. Bestrahlungen von TLD mit Dosen bis gegen 2.8 Gy erlauben eine genauere Bestimmung der Supralinearitätskorrektur besonders für den Dosisbereich über 1 Gy.

Weitere Messungen sind durch das für den Dosimetrievergleich vorgesehene Prozedere motiviert: Während des CT-Scans wird die Schicht mit den TLD im Phantom eingebaut sein. Messungen mit TLD am CT ermöglichen eine Abschätzung des dabei anfallenden Signalbeitrags. Je nach verwendetem Messmittel werden verschiedene Bereiche des Phantoms bestrahlt. Dabei wird angenommen, dass die CT-Dichte in der Längsachse des Phantoms invariant ist. Diese Annahme wird verifiziert. Zum Schluss werden Umrechnungsfaktoren bestimmt, die es erlauben, das Phantom zusätzlich für Kontrollen der Absolutdosimetrie einzusetzen.

5.6.1. Filmdosimetrie

Auf Silberhalid (AgH) basierende radiografische Filme sind für die Dosimetrie externer Strahlenfelder weit verbreitet: Die Handhabung ist einfach, die anfallenden Kosten sind vergleichsweise gering. Radiografische Filme weisen eine Auflösung im Sub-Millimeterbereich auf und ermöglichen eine permanente Speicherung des registrierten Messsignals. Das Verwendungsgebiet in der Radio-Onkologie reicht von der Kontrolle mechanischer Parameter des Bestrahlungsgerätes (zum Beispiel: Grösse, Homogenität und Symmetrie des Strahlenfeldes sowie dessen Übereinstimmung mit dem Lichtfeld) bis zur Verifikation von stereotaktischen und IMRT-Bestrahlungsplänen.

Für den IMRT-Dosimetrievergleich der SGSMP des Jahres 2008 werden EDR2-Filme (engl.: *extended dose range*; Eastman Kodak Co., Rochester, NY, USA) verwendet. Wegen ihrer geringen Strahlenempfindlichkeit und leichten Verfügbarkeit sind diese Filme in der Radio-Onkologie weit verbreitet. Sich selbst entwickelnde GAFCHROMIC® EBT-Filme (International Specialty Products, Wayne, U.S.A) bilden für später stattfindende Dosimetrievergleiche eine Alternative: Durch den Entwicklungs- und Scanprozess bedingte Probleme entfallen. Im Gegensatz zu EDR2-Filmen sind GAFCHROMIC-Filme zudem gewebeäquivalent. Allerdings verfügt die Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen zur Zeit der Vorbereitungsarbeiten für den IMRT-Dosimetrievergleich über keine praktischen Erfahrungen im Umgang mit diesem neuartigen Messmittel.

5.6.1.1. Physikalische Eigenschaften des EDR2-Filmes

Die allgemeinen physikalischen Eigenschaften radiografischer Filme sowie deren Handhabung werden in der Literatur, zum Beispiel im TG-69-Report der AAPM, ausführlich

beschrieben [74]. Im Folgenden werden die für die Verifikation von IMRT-Plänen massgeblichen Eigenschaften der EDR2-Filme hervorgehoben.

EDR2-Filme sind lichtdicht verpackt und weisen eine Grösse von $25.4 \times 30.5 \text{ cm}^2$ auf. Im Bereich von 0.1 bis 5.0 Gy ist die Beziehung der optischen Dichte zur applizierten Dosis annähernd linear.

EDR2-Filme enthalten Silberbromidkristalle. Da sowohl Silber als auch Brom eine hohe Ordnungszahl aufweisen, hängt der Schwärzungsgrad des Filmes stark von photoelektrischen Wechselwirkungen und damit von der Strahlenenergie ab. So ist die Sensitivität von Silberhalidfilmen für Photonenenergien im Bereich von 100 keV (Kiloelektronenvolt) 40-mal höher als für ^{60}Co und fällt dann für Strahlung im MV-Bereich wieder schnell ab [74]. Verantwortlich für dieses Verhalten ist der Photoeffekt, der mit der dritten Potenz der Ordnungszahl ansteigt. Für Körpergewebe ist der Photoeffekt für Photonenenergien bis 200 keV von Bedeutung. In der Radiotherapie liegt die Energie der Sekundärstrahlung in diesem Bereich. Das Verhältnis der Primär- zur Sekundärstrahlung variiert aber sowohl mit der Feldgrösse als auch mit der Tiefe im bestrahlten Medium. Die Abhängigkeit überträgt sich auf die Beziehung zwischen Filmschwärzung und applizierter Dosis. Weiter ist die Filmschwärzung von der Orientierung des Filmes zum Strahlengang, von Emulsionsunterschieden verschiedener Herstellungschargen und den Entwicklungsbedingungen abhängig. Zudem muss die Stabilität des Scanners beachtet werden.

Insgesamt bewirken diese Faktoren, dass aus dem Pixelwert des eingescannten Filmes nicht ohne weiteres auf die applizierte Dosis geschlossen werden kann.

5.6.1.2. Die Filmdosimetrie am Kantonsspital St. Gallen

Die in St.Gallen praktizierte Filmdosimetrie wird auch während des IMRT-Dosimetrievergleiches zur Anwendung gelangen. Deshalb wird sie im Folgenden erläutert:

Das Transferphantom wird für die IMRT-Verifikation mit mehreren Filmen bestückt und mit den originalen IMRT-Feldern bestrahlt (\rightarrow 3.4.). Im Anschluss an die Phantombestrahlung werden verschiedene Sektoren eines Kalibrierfilmes mit bekannten Dosen senkrecht zur Filmfläche bestrahlt. Die verwendeten EDR2-Filme stammen aus derselben Herstellungsscharge. Der spektralen Empfindlichkeit des EDR2-Filmes wird durch adäquate Bestrahlung des Kalibrierfilmes Rechnung getragen: Die applizierte Feldsequenz besteht aus 5 Segmenten, die eine für IMRT typische Feldbreite von 3 cm aufweisen und 12 cm lang sind (\rightarrow Abbildung 5.6.1.2.). Neun auf einem regelmässigen Gitter liegende Bereiche dienen der Festlegung der Kalibrierkurve. Zur Abschätzung des Filmschleiers wird ein weiterer Punkt ausserhalb des bestrahlten Bereiches verwendet. Die Tiefenabhängigkeit des Energiespektrums wird berücksichtigt, indem der Kalibrierfilm in 10 cm Tiefe bestrahlt wird. Diese Tiefe entspricht einer durchschnittlichen Tiefe des Isozentrums im Transferphantom. Das Vorgehen wird in [74] empfohlen.

Der Kalibrier- und die Verifikationsfilme werden im selben Auswertezyklus entwickelt (Entwicklungsmaschine: Optimax 2010; PROTEC GmbH & Co. KG Medical Systems, Oberstenfeld, Deutschland) und anschliessend eingescannt (Scanner: Diagnostic Pro;

Vidar Systems Corporation, Rochester, NY, USA). Durch Instabilitäten der Temperatur und Reinheit des Fixierers hervorgerufene Schwankungen der Schnelligkeit des Entwicklungsprozesses oder der Sensitivität des Scanners können so kompensiert werden [74].

Das Programm Verisoft (Version 2.11, PTW; Freiburg, Deutschland) erzeugt mit Hilfe des Kalibrierfilmes eine Kalibrierkurve, die eine direkte Zuordnung des Bild-Grauwertes zur applizierten Dosis erlaubt (Abbildung 5.6.1.2.). Auf die Berechnung der optischen Dichte wird verzichtet. Ein durch diese unnötige Datenmanipulation verursachter Fehler wird so vermieden [75].

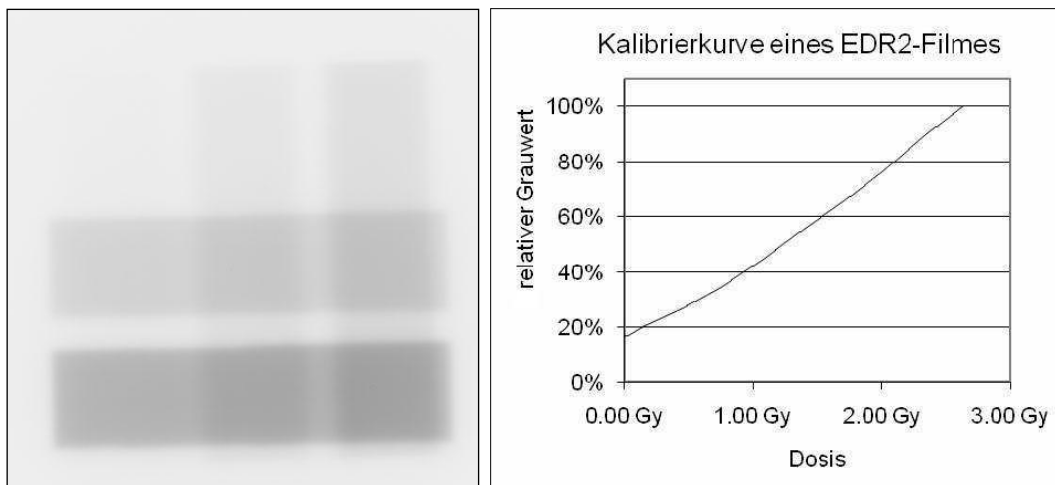


Abb. 5.6.1.2.. Links: Kalibrierfilm, der mit 5 Feldern von 3 cm Breite und 12 cm Länge bestrahlt wurde. Rechts: Kalibrierkurve dieses Filmes.

5.6.1.3. Reproduzierbarkeit der Filmdosimetrie

Die im Hause verwendete Entwicklungsmaschine wird ausschliesslich für die in unregelmässigen Abständen durchgeführten Geräte- und IMRT-Kontrollen verwendet. Da der Entwicklungs- und Scanprozess zwischen verschiedenen Auswertezyklen starken Schwankungen unterworfen ist, unterscheiden sich die Kalibrierkurven stark: Abbildung 5.6.1.3.a. zeigt 10 Kalibrierkurven unabhängiger IMRT-Verifikationen, welche vor dem Vergleich auf den maximalen Grauwert skaliert worden sind. Sie basieren auf jeweils 10 Stützpunkten mit Dosen von 0 Gy bis 2.63 Gy. In Abbildung 5.6.1.3.b. sind die Kalibrierkurven aus 5.6.1.3.a. für jeden Stützpunkt auf den Mittelwert aller 10 Kurven skaliert worden.

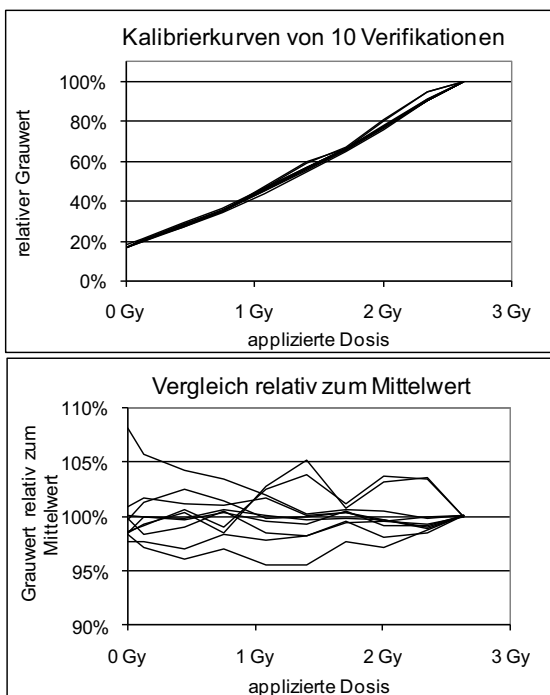


Abb. 5.6.1.3.a..

Oben: 10 Kalibrierkurven unabhängiger IMRT-Verifikationen.

Unten: Differenz jeder Kalibrierkurve zum Mittelwert aller Kalibrierkurven.

Die Auswertung zeigt, dass Kalibrierkurven aus unterschiedlichen Auswertezyklen auch durch Umskalierung nicht ineinander überführt werden können. Zum Beispiel kann bei einer Kurve für die Dosis von 1.4 Gy eine Abweichung von +5 % vom Mittelwert aller 10 Kurven beobachtet werden. Das sind $0.05 \times 1.4 \text{ Gy} = 0.07 \text{ Gy}$. Deshalb ist für jeden Auswertezyklus ein eigener Kalibrierfilm erforderlich.

Damit mit Filmen Relativedosimetrie betrieben werden kann, muss innerhalb eines Auswertezyklus sichergestellt sein, dass die Beziehung zwischen applizierter Dosis und dem Grauwert – von einem Faktor abgesehen – konstant ist. Dann ist auch die Form der zugrunde liegenden Kalibrierkurve stabil. Zur Überprüfung dieser Anforderung werden für 5 an unterschiedlichen Tagen durchgeführten IMRT-Verifikationen jeweils zwei Kalibrierfilme bestrahlt und ausgewertet (Abbildung 5.6.1.3.b.). Beim Entwickeln und Scannen der Filme wurde die Reihenfolge „erster Kalibrierfilm – Verifikationsfilme – zweiter Kalibrierfilm“ befolgt. Ein Vergleich der Kalibrierkurvenpaare innerhalb eines

Auswertezyklus gibt Auskunft über die Konstanz der Bestrahlung, des Entwicklungsprozesses, des Einscannens und der Erzeugung der Kalibrierkurve in Verisoft.

Die maximalen Grauwerte der 5 Kalibrierkurvenpaare unterscheiden sich um 0.68, 0.58, 2.03, 1.05 und 0.27 %, im Mittel also um 0.92 %. Vor dem in Abbildung 5.6.1.3.b. dargestellten Vergleich werden die Kurven auf ihren Maximalwert skaliert. Die Grauwertdifferenzen beziehen sich auf den maximalen Grauwert.

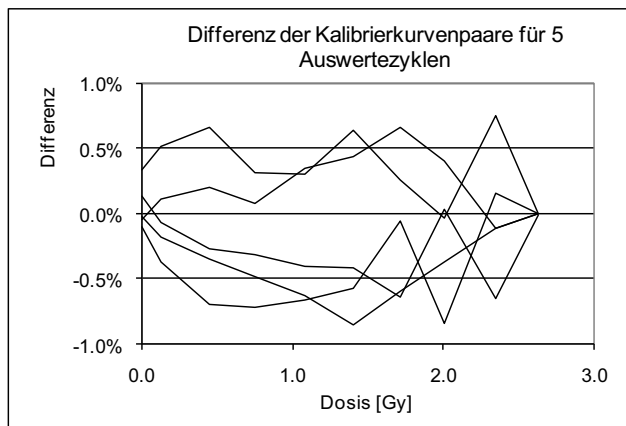


Abb. 5.6.1.3.b.: Vergleich von Kalibrierkurvenpaaren von 5 unabhängigen IMRT-Verifikationen.

Die skalierten Kalibrierkurvenpaare stimmen auf allen betrachteten 10 Stützpunkten besser als 1 % überein. Die mittlere Abweichung beträgt 0.38 %. Dieser Wert ist bedeutend kleiner als das Kriterium für die lokale Dosisdifferenz von 3 %, das bei einem Vergleich von Dosisverteilungen mittels der Gammaindexmethode zur Anwendung kommen wird. Damit sind die für Relativedosimetrie geltenden Anforderungen an die Stabilität des Entwicklungs- und Scanprozesses erfüllt.

5.6.1.4. Absolutdosimetrie mit Filmen

Im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches werden abweichende geometrische Bedingungen beim Bestrahlen des Kalibrierfilms und der Verifikationsfilme vorliegen. Dies wird sich auf die pro Dosis erreichbare Filmschwärzung auswirken. Deshalb kann die mit Filmen gemessene Dosisverteilung im Allgemeinen erst nach Anwendung eines Skalierungsfaktors mit der berechneten Dosisverteilung verglichen werden [74]. Die Dosimetrie mit EDR2-Filmen wird somit nur im Sinne einer Relativedosimetrie betrieben. Die Absolutdosis wird dann an einer geeigneten Stelle im CIRS-Phantom mit einer zusätzlichen TLD- oder Ionisationskammermessung verifiziert.

5.6.1.5. Kontrolle der Filmdosimetrie durch Messung von Tiefendosiskurven

Als Erweiterung zu 5.6.1.3. wird die relative Filmdosimetrie zusätzlich durch Messungen von Tiefendosiskurven überprüft. Dazu wird das am Kantonsspital verwendete Transferphantom verwendet (→ Abbildung 3.4.). Es ist 20 cm hoch, 20 cm breit und 34 cm lang. In die zentrale horizontale Ebene wird ein Film gelegt. Ein quadratisches Strahlenfeld von 20 cm Seitenlänge wird unter einem Gantrywinkel von 80° appliziert, wobei das Isozentrum in der mittleren Bestrahlungstiefe liegt. Die applizierte Dosis liegt zwischen 0.6 und 2.6 Gy. Die Bestrahlung wird mit drei Filmen wiederholt. Zudem wird ein Kalibrierfilm bestrahlt, der anschliessend zusammen mit den Feldfilmen entwickelt und eingescannt wird. Die Dosisverteilung in der Filmebene wird mit dem Planungssystem Eclipse berechnet. Zur Inhomogenitätskorrektur wird der Algorithmus „Modified Batho“ verwendet. Das horizontal durch das Isozentrum verlaufende Dosisprofil wird exportiert. Für den Vergleich werden die auf das jeweilige Dosismaximum bezogenen relativen Profile der berechneten und gemessenen Dosen verwendet.

Vergleich der gemessenen Dosisprofile

Abbildung 5.6.1.5.a. zeigt die Abweichung jedes der drei Dosisprofile vom gemeinsamen Mittelwert. Im Bereich des Dosismaximums bis in eine Tiefe von 25 cm stimmen die Dosiswerte der drei Filme besser als 1.4 % mit ihrem Mittelwert überein. Die mittlere Abweichung beträgt 0.5 %.

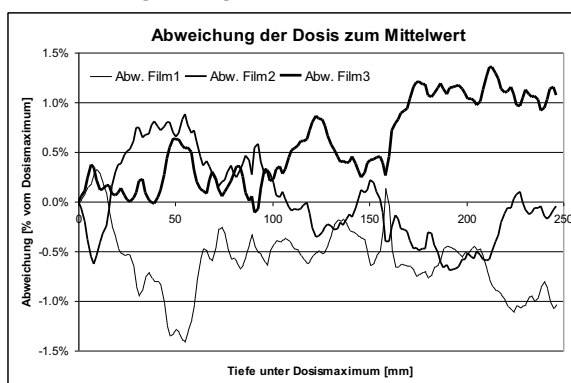


Abb. 5.6.1.5.a.: Abweichung der drei Dosisprofile von ihrem Mittelwert.

Vergleich mit dem berechneten Dosisprofil

Abbildung 5.6.1.5.b. zeigt das mit dem Planungssystem berechnete relative Dosisprofil und dessen Abweichung vom mit Filmen gemessenen, gemittelten relativen Profil. Die Übereinstimmung ist über den gesamten betrachteten Bereich besser als 1.3 %.

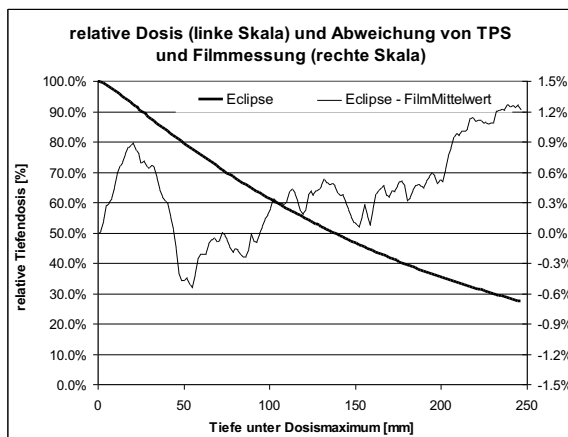


Abb. 5.6.1.5.b..

Linke Skala: mit dem Planungssystem berechnete relative Tiefendosis.

Rechte Skala: Abweichung des Mittelwertes des mit Filmen gemessenen relativen Dosisprofils vom berechneten relativen Profil.

Das Zielvolumen liegt in den meisten Fällen in einer Tiefe von 5 bis 15 cm. In diesem Bereich ist die Übereinstimmung zwischen Filmmessung und Berechnung deutlich besser als 1 %.

5.6.2. Die Supralinearität der TLD im therapeutischen Dosisbereich

Wie bereits in 5.3.2.4. erwähnt wurde, nimmt das Verhältnis des Messsignals zur applizierten Dosis bei LiF-Kristallen mit zunehmender Dosis leicht zu. Der Grad der Supralinearität hängt davon ab, wie stark der Kristall mit Mg und Ti dotiert ist [71, 76]. Zudem ist die Supralinearität der Glühkurvenpeaks unterschiedlich stark ausgeprägt: Sie hängt kubisch von der Temperatur ab, bei welcher sie auf der Glühkurve auftreten. Diese T^3 -Abhängigkeit kann mit der Mobilität der freien Ladungsträger erklärt werden [71]. Zudem variiert der Effekt mit der Strahlenenergie. Für Energien über ^{60}Co ist dies allerdings vernachlässigbar und für den Schweizer Dosimetrievergleich somit nicht wesentlich. Von messtechnischer Bedeutung ist aber das abweichende supralineare Verhalten von TLD verschiedener Herstellerchargen [71]. Deshalb werden für den erweiterten Dosimetrievergleich nur TLD der im Jahre 2001 angeschafften Charge von 800 Discs verwendet. Im Gegensatz zu den Beobachtungen anderer Gruppen [71] existiert für die in St.Gallen verwendeten TLD keine untere Schwelle für das Auftreten der Supralinearität.

Im Rahmen des bisherigen Dosimetrievergleiches wurden die Institutionen angewiesen, die TLD mit möglichst genau 1 Gy zu bestrahlen. Da die Kalibration der TLD bei 1 Gy Kobalt-Strahlung vorgenommen wurde, beträgt der Korrekturfaktor für die Supralinearität dieser Dosis exakt eins. Eine Ungenauigkeit des Korrekturfaktors hat deshalb so lange keinen messbaren Einfluss auf die Genauigkeit der TLD-Dosimetrie, als Dosen um 1 Gy gemessen werden. Die klinische Dosimetrie umfasst allerdings den Bereich von 0 Gy bis gegen 3 Gy.

Da die bis anhin verwendete Supralinearitätskorrektur vorwiegend auf Messungen von Dosen um 1 Gy beruht, werden zusätzliche Messungen mit Dosen von 0.2 Gy bis 2.8 Gy durchgeführt (Tabelle 5.6.2.). Für die 8 Dosiswerte werden 24 Dosimeter mit je 5 TLD verwendet.

Die bis anhin verwendete Funktion zur Berücksichtigung der Supralinearität lautet:

$$1.047 - 0.00047 \times G \quad (1)$$

Dabei ist G jener einheitenlose Wert, der sich nach den Korrekturen für die Systemsensitivität und den Drift der Sensitivität der einzelnen TLD ergibt. Nach Anwendung dieser Korrektur resultieren die in der dritten Spalte der Tabelle 5.6.2. aufgeführten Dosen:

Tabelle 5.6.2.: Dosiswerte bei Anwendung verschiedener Supralinearitätskorrekturen und die relative Differenz zur Solldosis.

Solldosis [cGy]	Ablesewert [1]	mit bisheriger Supralin.-Korrektur [cGy]	prozent. Differenz	mit neuer Supralin.-Korrektur [cGy]	prozent. Differenz
20	19.2	19.94	-0.3%	19.70	-1.5%
50	48.6	49.81	-0.4%	49.42	-1.2%
80	79.3	80.04	0.0%	79.79	-0.3%
100	100.0	100.00	0.0%	100.00	0.0%
130	131.5	129.58	-0.3%	130.23	0.2%
170	173.8	167.79	-1.3%	169.78	-0.1%
220	229.8	215.76	-1.9%	220.38	0.2%
280	298.7	270.82	-3.3%	280.02	0.0%

Das supralineare Verhalten wird durch die bisher verwendete Korrektur bis zu einer Dosis von 1.2 Gy gut beschrieben. Um die Konsistenz mit den bisher getätigten Messungen aufrechtzuerhalten, wird die Korrektur für das Ableseintervall von $G = 0$ bis $G = 120$ beibehalten. Für den angrenzenden Dosisbereich mit $G > 120$ wird in Zukunft die Funktion

$$1.0315 - 0.000315 \times G \quad (2)$$

verwendet. In der 5. Spalte der Tabelle 5.6.2. sind die mittels (2) berechneten Dosen aufgelistet. Diese Funktion widerspiegelt das supralineare Verhalten für höhere Dosen besser als (1).

5.6.3. Kontrolle der absoluten TLD-Dosimetrie mit einer IMRT-Bestrahlung in einem homogenen Transferphantom

Die Absolutdosimetrie mit TLD wird nun im therapeutischen Dosisbereich überprüft. Dazu werden 120 TLD mit den Feldern eines IMRT-Planes des Beckenbereiches bestrahlt. Die Messungen werden mit demselben Verifikationsphantom wie in 5.6.1.3. durchgeführt. Die Gantrywinkel der 5 Felder betragen 36° , 108° , 180° , 252° und 324° . Die Felder weisen jeweils eine Energie von 6X auf und enthalten 8 bis 15 Segmente. Die mediane Dosis des PTV im Patientenplan beträgt 1.8 Gy.

Die TLD sind in einem 8 mm-Gitter von 10 x 12 Positionen angeordnet und liegen in einer horizontalen Ebene 15.5 mm über dem Isozentrum (Abbildung 5.6.3.a.).

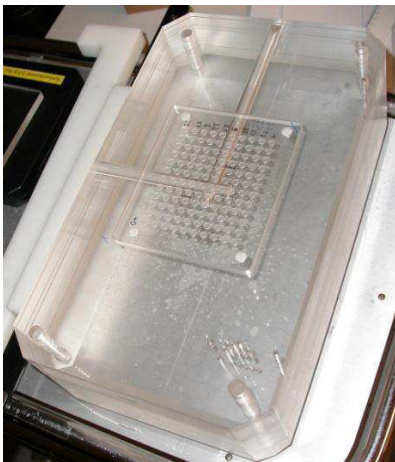


Abb. 5.6.3.a.: Plexiglasphantom mit der auswechselbaren TLD-Trägerplatte für 120 TLD.

Die mit dem Planungssystem berechnete Dosisverteilung wird nun mit den TLD-Messungen verglichen. Dazu werden 10 Dosisprofile ausgewertet, die durch 12 TLD-Positionen verlaufen. Als Kriterium für eine Übereinstimmung der TLD-Messung und der vom Planungssystem berechneten Dosis wird der Gammaindex mit Akzeptanzkriterien von 3% für die Dosis- und 3 mm für die Ortsdifferenz betrachtet [23, 77]. Die Kontrolle der Übereinstimmung erfolgt nur eindimensional in der Linie des betrachteten Profils. Ein starker Dosisgradient in die anderen zwei Raumrichtungen, der zu Abweichungen führen könnte, wird somit nicht berücksichtigt.

Die mit der Ionisationskammer im Isozentrum gemessene Dosis weicht um 0.003 Gy (0.17 %) von der verschriebenen Dosis von 1.8 Gy ab. Abbildung 5.6.3.b. zeigt die 10 berechneten Dosisprofile (rote Kurven) und den Bereich mit lokalen Abweichungen kleiner als 3 %, der von den grauen Kurven eingeschlossen wird. Die mit TLD gemessenen Dosispunkte sind mit Balken versehen, die horizontal und vertikal den Bereich einer Übereinstimmung mit der berechneten Dosis innerhalb von 3 % bzw. 3 mm veranschaulichen. Diese Balken bilden die Achsen einer Ellipse. Wenn die rot dargestellte Kurve des berechneten Dosisprofils innerhalb einer solchen Ellipse verläuft, ist der Gammaindex des Messpunktes kleiner als eins.

7 von 120 Messwerten (schwarz ausgefüllte Kreise) erfüllen das Gammakriterium für 3 % und 3 mm nicht, liegen aber deutlich innerhalb des Kriteriums für 6 % und 6 mm.

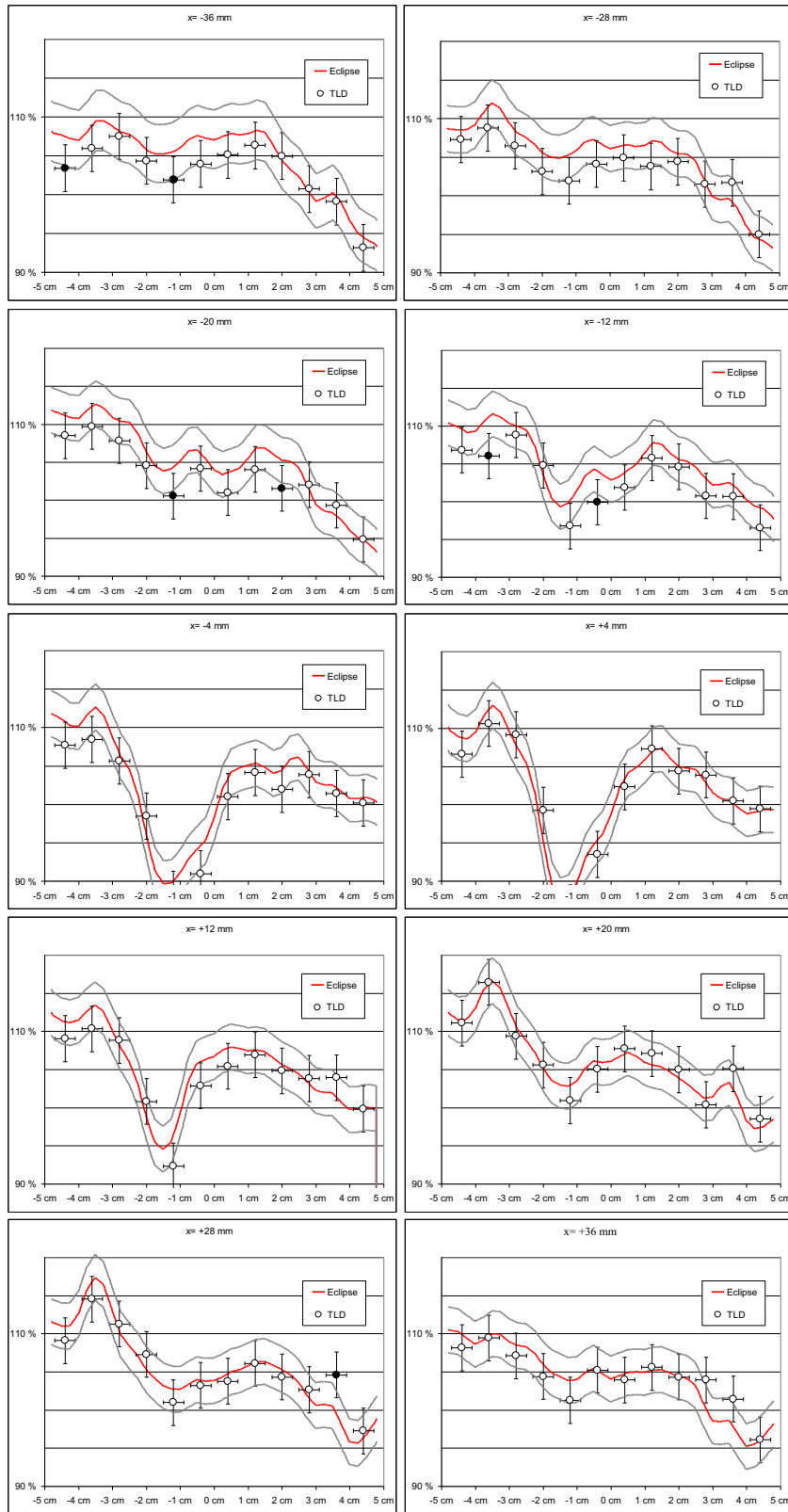


Abb. 5.6.3.b.: Vergleich von TLD-Messungen (Kreise) mit berechneten Dosisprofilen.

Abbildung 5.6.3.c. zeigt ein Histogramm der lokalen Differenzen zwischen den berechneten und den gemessenen Dosen. Im Gegensatz zur Auswertung mittels des Gammaindex werden Werte in der Nachbarschaft des Messortes nicht berücksichtigt. 16 Messungen weichen lokal mehr als 3% von der berechneten Dosis ab.

Die TLD-Messwerte sind durchschnittlich 0.9 % kleiner als die berechneten Dosen. Die grösste absolute Abweichung zwischen dem gemessenen und dem berechneten Wert liegt bei 5.1 %. Die mittlere Abweichung beträgt 1.9 % und ist somit deutlich kleiner als die an die gesamte Behandlungskette der Strahlentherapie gestellte Genauigkeitsanforderung von 5 %.

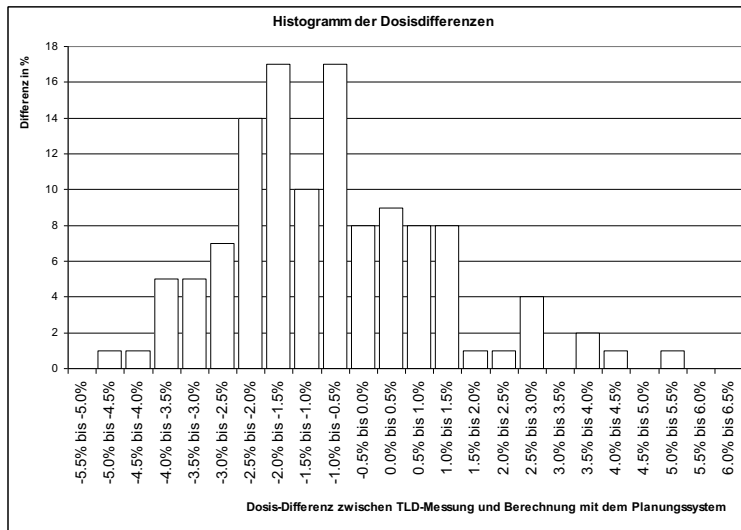


Abb. 5.6.3.c.: Histogramm der Differenzen zwischen der mit TLD gemessenen und mit dem Planungssystem berechneten Dosis. 16 Messungen weisen eine Dosisdifferenz grösser als 3% auf, 4 Messwerte eine Dosisdifferenz grösser als 4%.

5.6.4. Messungen zur Berücksichtigung der beim CT-Scan anfallenden Dosis

Wie bereits in 3.2.1. erwähnt wurde, haben die geometrische und die physikalische Abbildungstreue der CT-Bilder einen Einfluss auf die berechnete Dosis [17]. Da im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches auch der bildgebende Teil der Planungs-Bestrahlungskette überprüft werden soll, verwenden die Institutionen im eigenen Hause akquirierte Bilder zur Planung.

Damit die TLD-Messpositionen in den CT-Bildern zuverlässig lokalisiert werden können, muss die mit TLD bestückte Phantomplatte während des CT-Scans im Phantom eingebaut sein. Der dabei anfallende Signalanteil muss bei der TLD-Dosimetrie des IMRT-Planes allerdings berücksichtigt werden. Im Folgenden wird untersucht, wie durch TLD-Messungen an der Oberfläche des Phantoms auf die Dosis geschlossen kann, welche die im Innern des Phantoms untergebrachten TLD erhalten.

5.6.4.1. Material und Methoden

Die mit TLD versehene Standardschicht ist mit einer weiteren, ebenfalls 1 cm dicken Standardschicht zusammengeklebt und bildet so das „Sandwich“, in dem die TLD vor unsachgemässer Behandlung geschützt sind. Das für die Messung des CT-Signalanteils vorgesehene „Sandwich“ wird später auch für den Pilotdurchgang verwendet. Eine genauere Beschreibung befindet sich in der im Anhang untergebrachten Anweisung des Dosimetrievergleiches.

In Abbildung 5.6.4.1.a. ist die Anordnung der an der Phantomoberfläche befestigten TLD dargestellt. An 8 Positionen (A1 bis A8) sind Streifen mit je 5 TLD angebracht. Diese bilden jeweils ein Dosimeter. Aus Symmetriegründen ist für die Positionen A1-A2-A7-A8, A4-A5 und A3-A6 ein identischer Messwert zu erwarten.

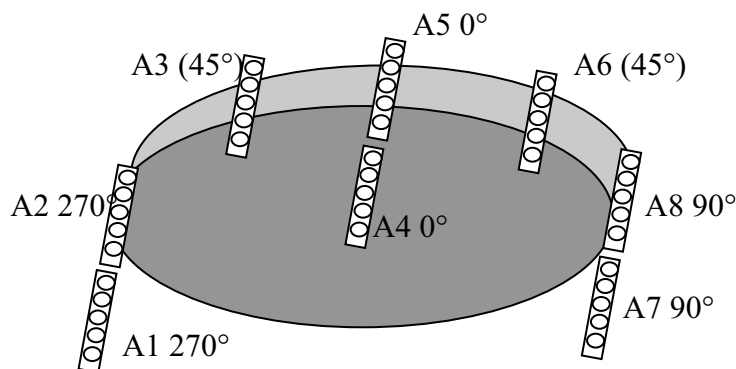


Abb. 5.6.4.1.a.:
Position der TLD an der Oberfläche. Neben der Folie, in die die TLD eingeschweisst sind, wird kein weiteres Aufbaumaterial verwendet.

Auf einer der Platten des „Sandwich“ sind in 24 Bohrungen je 5 TLD-Discs platziert, die jeweils ein zylindrisches Dosimeter von 4.5 mm Durchmesser und 4.5 mm Höhe bilden (→ Abbildung 3 der „Anweisung zu 5.7.“). 16 TLD sind in der Richtung des Strahlenfeldes, 8 TLD orthogonal zum Feld orientiert.

Mittels der Markierungen auf der Schicht 01 wird das Phantom im CT zentrisch ausgerichtet. Dann wird eine frontale und eine laterale Übersichtsaufnahme („Scouts“) akquiriert (120 bzw. 80 mA; 120 kV; Aufnahmezeit: 6 Sekunden). Anschliessend werden CT-Schnitte der gesamten Länge des Phantoms von etwa 40 cm aufgenommen (120 kV; 440 mA; Aufnahmezeit: 48 Sekunden). Zur Erreichung einer besseren Dosisauflösung wird der CT-Scan fünfmal durchgeführt.

5.6.4.2. Auswertung und Resultate

Für den IMRT-Dosimetrievergleich wird eine Energie von 6X vorgegeben. Deshalb wird für die Umrechnung des TLD-Signals in Dosis der Energiekorrekturfaktor für 6X verwendet.

Die Dosen für 5 Akquisitionen liegen im Bereich von nominell 0.1 Gy. Der mittlere prozentuelle Fehler der Messung eines Dosimeters beträgt 1.7 %.

Die für einen einzelnen CT-Scan der gesamten Phantomlänge und zwei Scouts gemessenen Werte entsprechen den folgenden Dosen (Abbildung 5.6.4.2.a. bis Abbildung 5.6.4.2.c.):

- in den Positionen L1 bis L16: $0.0218 \text{ Gy} \pm 0.0011 \text{ Gy}$ (0.020 Gy bis 0.024 Gy)
- in den Positionen T1 bis T8: $0.0225 \text{ Gy} \pm 0.0011 \text{ Gy}$ (0.021 Gy bis 0.024 Gy)
- an der Oberfläche A1 bis A8: $0.0195 \text{ Gy} \pm 0.0023 \text{ Gy}$

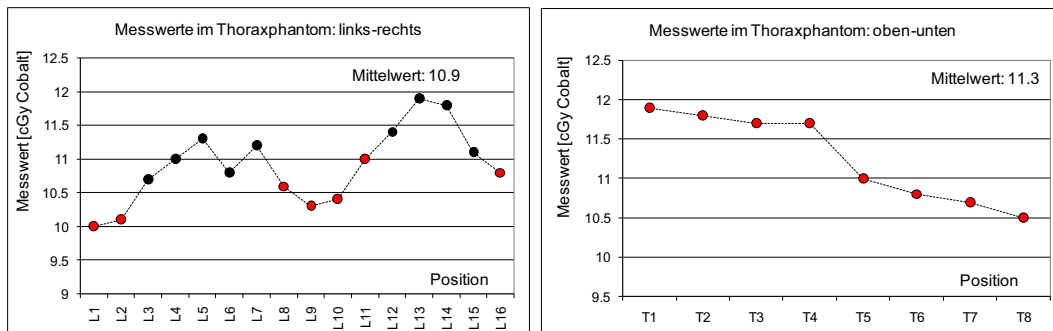


Abb. 5.6.4.2.a. (links) und Abb. 5.6.4.2.b. (rechts): Messwerte im Innern des Phantoms für 5 CT-Scans. Die roten Punkte entsprechen Messungen in wasseräquivalentem, die schwarzen Punkte in lungenäquivalentem Material.

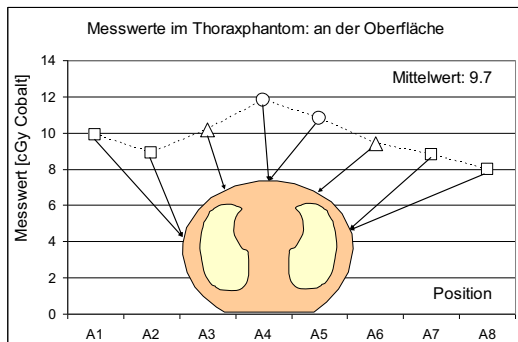


Abb. 5.6.4.2.c.: Messwerte an der Oberfläche des Thoraxphantoms für 5 CT-Scans.

Die im Innern des Phantoms gemessenen Dosen sind durchschnittlich $13\% \pm 6\%$ höher als die an der Oberfläche gemessenen. Bei einem CT-Betrag von 0.02 Gy macht dies 0.0026 Gy aus. Verglichen mit der am Linearbeschleuniger applizierten Dosis von etwa 2 Gy ist der Unterschied so klein, dass der an der Oberfläche des Phantoms gemessene CT-Beitrag mit dem im Inneren des Phantoms anfallenden gleichgesetzt werden kann.

Die Höhe des Dosisbeitrages wird vom CT-Gerät und den Aufnahmeparametern abhängen. Allerdings scheint die Annahme plausibel, dass das Verhältnis zwischen den im Innern und an der Oberfläche des Phantoms gemessenen Dosisbeiträgen im Rahmen der angestrebten Messgenauigkeit konstant ist.

5.6.5. Einfluss von Schwankungen der CT-Dichte in longitudinaler Richtung auf die Dosisverteilung

Im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches soll die Dosisverteilung in einer ausgewählten Ebene relativ zur transversalen Ebene durch den Zentralstrahl untersucht werden. Dazu sind Messungen mit TLD, Filmen und Ionisationskammern vorgesehen. Letztere werden es den Institutionen vor Ort ermöglichen, die Absolutdosis an einigen Punkten selber zu überprüfen. TLD sind für die Absolut- und Filme für die Relativedosimetrie vorgesehen.

Das CIRS-Thoraxphantom wurde in 5.5.6. vorgestellt. Die 15 cm lange Schicht 01 dieses Phantoms kann die zylindrischen Adapter für die Ionisationskammern aufnehmen und ist auf der zur Schicht 02 angrenzenden Ebene mit Markierungsnadeln für die Filmdosimetrie versehen (Abbildung 5.6.5.). Die Messorte der Ionisationskammer- und Filmmessungen sind deshalb baulich vorgegeben. Dagegen ist die Schicht, welche die TLD enthält, im Phantom frei platzierbar.



Abb. 5.6.5. links: 1 cm-Phantomplatte mit Bohrungen zur Aufnahme der TLD. Sie wurde mit einer weiteren 1 cm-Platte verschlossen. Rechts: Messaufbau für Ionisationskammernmessungen in der Schicht 01.

Soll die Dosisverteilung in einer relativ zur Isozentrumsebene vorgegebenen Ebene gemessen werden, muss, je nach verwendetem Messmittel, der Zentralstrahl deshalb in der Längsrichtung des Phantoms verschoben werden. Dies setzt aber voraus, dass sich die CT-Dichte in der Richtung der Verschiebung nicht wesentlich ändert.

5.6.5.1. Material und Methoden

Vergleich in den Ebenen der Messmittel

Diese Anforderung wird mit Hilfe des Planungssystems (Eclipse; Platform 8.0, Major Built Version 7.5) und mit CT-Bildern des Thoraxphantoms überprüft. Das Isozentrum eines Feldes wird nacheinander in die Ebenen der drei verwendeten Messmittel gebracht. In diesen Ebenen werden anschliessend die Dosisverteilungen berechnet. Stimmen diese

deutlich besser überein als das Gammakriterium, das beim IMRT-Dosimetrievergleich verwendet wird, ist die vorgesehene Methode zulässig.

Das unter einem Gantrywinkel von 90° applizierte Feld ist 10 cm lang und 15 cm breit. Die Energie beträgt 6 MV. Das Isozentrum liegt vertikal und lateral im Schnittpunkt der Lagerungsmarkierungen, longitudinal wird es der Position des jeweiligen Messmittels angepasst.

Vor der Akquisition der CT-Bilder wurde der Schnittpunkt der Markierungen auf der Schicht 01 in den Ursprung des Bild-Koordinatensystems gebracht. Damit stimmt der Koordinatenursprung mit dem effektiven Messort der Ionisationskammer überein. Die 15 cm lange Schicht 01 reicht bis zur Filmebene mit einer z-Koordinate von -1.3 cm. Die effektive Messebene der TLD weist eine z-Koordinate von -2.0 cm auf.

Zur Inhomogenitätskorrektur wird der „Modified Batho“ Algorithmus verwendet. Der Vergleich der für die drei z-Positionen berechneten Dosisverteilung erfolgt mit dem Programm „Verisoft 2.11“ von PTW, Freiburg, durch Berechnung des Gammaindex. Die untersuchte quadratische Fläche des Transversalschnitts weist eine Seitenlänge von 20 cm auf und ist um den Nullpunkt zentriert (Abbildung 5.6.5.1.). Für die Gammamethode werden Kriterien von 1 % und 1 mm bzw. 2 % und 2 mm getestet. Diese Kriterien sind stärker als die später für den Dosimetrievergleich vorgesehenen Kriterien von 3 % und 3 mm.

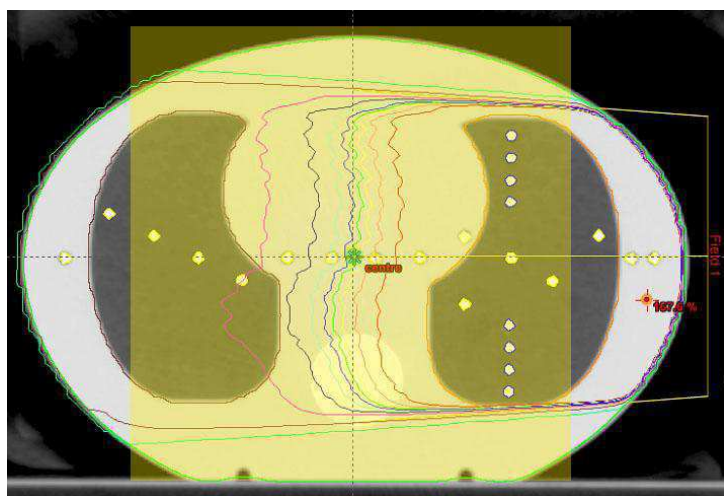


Abb. 5.6.5.1.:

Dosisverteilung in der Phantomschicht mit den TLD. Der mit der Gammaindex-Methode untersuchte quadratische Bereich ist farblich hervorgehoben.

Vergleich in anderen Ebenen

Derselbe CT-Bilddatensatz wird für einen weiteren Test der Invarianz der CT-Dichte unter einer Verschiebung in z-Richtung verwendet. Als Referenz dient die Dosisverteilung in der Ebene $z = -4$ cm. Diese Ebene liegt in einer der 1 cm dicken Standardschichten. Die z-Lage des Feldisozentrums wird in 2 cm-Schritten von $z = +4$ cm bis $z = +8$ cm variiert. Die Feldparameter stimmen mit jenen des Vergleichs in den Messebenen überein.

5.6.5.2. Resultate

Vergleich in den Ebenen der Messmittel

Zur Erreichung einer Dosis von 1.8 Gy im Isozentrum sind 214 (Ebene durch den effektiven Messort der Ionisationskammer), 215 (Ebene durch den effektiven Messort der TLD) und 216 Monitoreinheiten (Filmebene) erforderlich. Der Einfluss von Variationen von Geometrie und CT-Dichte des Phantoms auf die Zahl der zu applizierenden Monitoreinheiten ist somit kleiner als 1 %.

Das Resultat des Vergleiches der drei Dosisverteilungen mit der Gammamethode ist in Abbildung 5.6.5.2.a. dargestellt: Die Dosisverteilungen weichen mit zunehmender Eindringtiefe des Feldes voneinander ab. Die in der TLD-Messebene berechnete Dosisverteilung zeigt die schlechteste Übereinstimmung mit den übrigen zwei Dosisverteilungen. Verantwortlich für die Abweichungen sind die Wahl der Rechenebene in der Isozentrumsebene und die vom umgebenden Material abweichende Dichte des Detektors. Für die Dosisverteilung in der Filmebene wirken sich diese Umstände ebenfalls aus, allerdings weniger stark ausgeprägt: Die Ebenen dieser zwei Messmittel folgen der Strahldivergenz, so dass sich die durch die Messmittel verursachten Störungen der Dosisverteilung gerade im Bereich der Lunge verstärken. Trotzdem ist das Gammakriterium für 2 mm und 2 % in der eintrittseitigen Hälfte der untersuchten Fläche vollumfänglich erfüllt.

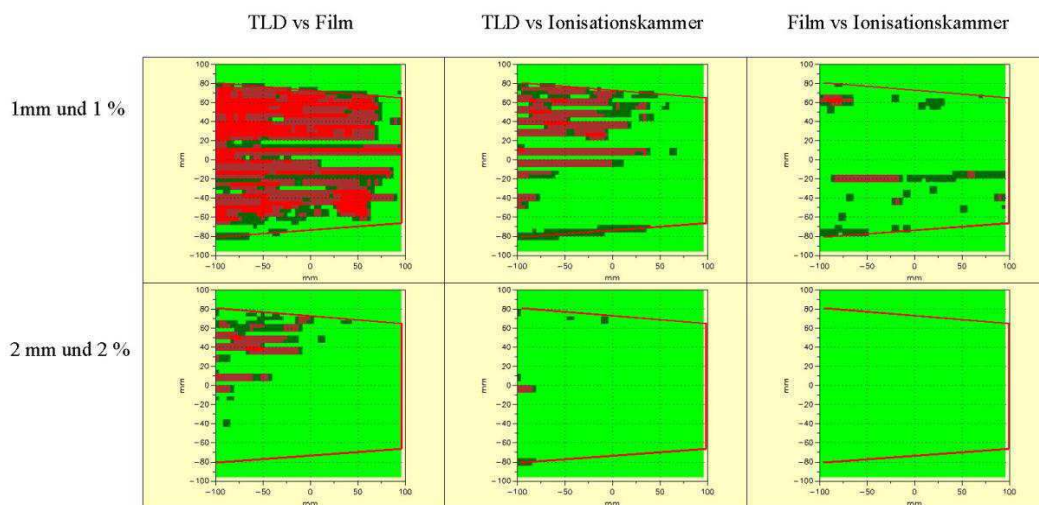


Abb. 5.6.5.2.a.: Vergleich der Dosisverteilung in den drei Messebenen durch Berechnung des Gammaindex. Der innerhalb des Strahlungsfeldes liegende Bereich ist rot umrahmt. Der das jeweilige Gammakriterium erfüllende Bereich wird grün dargestellt. Bereiche größerer Abweichungen sind dunkelgrün ($1 < \Gamma \leq 2$) oder rot ($\Gamma > 2$) eingefärbt. Die Bilder der ersten Zeile zeigen den Vergleich für das Kriterium für 1 mm und 1 %, jene der zweiten Zeile für das Kriterium für 2 mm und 2 %.

Vergleich in anderen Ebenen

Das Kriterium für 2 mm und 2 % wird, von Bereichen um den Feldrand abgesehen, in allen untersuchten Ebenen erfüllt (Abbildung 5.6.5.2.b.). Für das Kriterium mit 1 mm und 1 % trifft dies für jene Hälfte der untersuchten Fläche zu, welche dem Strahlfokus zugewandt ist. Eine gute Übereinstimmung der Dosisverteilungen weisen Ebenen auf, die innerhalb der baugleichen 1 cm-Phantomplatten liegen ($z < -1.3$ cm). Die Ebene durch den effektiven Messort der TLD hat, wie schon oben erwähnt, eine z-Koordinate von -2 cm.

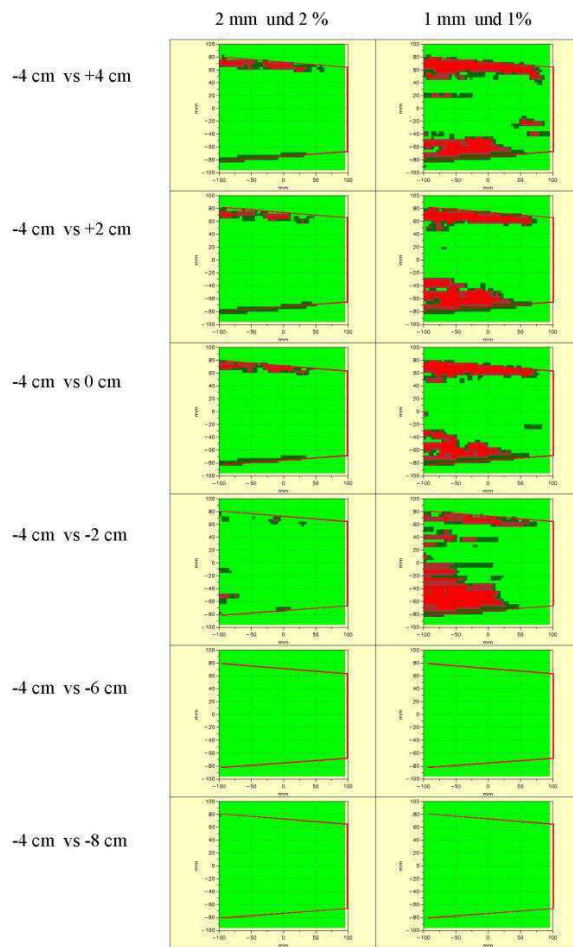


Abb. 5.6.5.2.b.: Vergleich der Dosisverteilung in einigen ausgewählten transversalen Ebenen durch das Phantom.

Beide Kontrollen ergeben somit keine Hinweise, dass sich die relative Dosisverteilung bei einer Verschiebung des Feldisozentrums in z-Richtung messrelevant ändert.

Bei Bestrahlungen des IMRT-Dosimetrievergleiches werden die Messebenen 5 cm off-axis zum Isozentrum und damit ausserhalb der Strahldivergenz liegen. Damit wird eine Änderung des Strahlenfeldes in der Messebene minimiert. Zudem treffen die Strahlenfelder aus mehreren Richtungen auf das Phantom ein, wodurch sich lokale Unterschiede der CT-Dichte bedeutend weniger stark auswirken.

5.6.6. Kontrolle der Absolutdosimetrie durch Messungen im Thoraxphantom

5.6.6.1. Zielsetzung

Bei den bisherigen Dosimetrievergleichen wurde die Absolutdosimetrie der Photonenfelder in Wasser kontrolliert. Auch im Rahmen des geplanten IMRT-Dosimetrievergleiches ist eine Kontrolle der Absolutdosimetrie mit einem Stehfeld vorgesehen. Indem diese Bestrahlung aber, angenähert unter Standardbedingungen, im Thoraxphantom vorgenommen wird, können Informationen nicht nur zur Absolutdosimetrie, sondern auch zur Zuverlässigkeit des verwendeten IMRT-Dosisberechnungsalgorithmus unter einfachen Bedingungen gewonnen werden. Daneben bietet dieses Vorgehen den Institutionen den Vorteil der Zeitersparnis. Im Vorfeld müssen aber zwei energieabhängige Faktoren bestimmt werden. Diese werden es erlauben,

- aus der mittels *TLD* im Thoraxphantom gemessenen Dosis auf die mit der gleichen Zahl MU unter Standardbedingungen in Wasser gemessene Dosis zu schliessen;
- basierend auf einer *Ionisationskammermessung* im Thoraxphantom die Dosis zu berechnen, die mit der gleichen Zahl MU unter Standardbedingungen in Wasser appliziert würde.

Dadurch wird die Absolutdosimetrie überprüft. Die Faktoren werden durch Vergleichsmessungen in Wasser und im Phantom bestimmt, Messmittel sind TLD und eine Ionisationskammer.

5.6.6.2. Material und Methoden

Messungen mit TLD

Zwischen den Lungenstrukturen der 6.3 cm langen Schicht des CIRS-Thoraxphantoms ist ein kubischer Bereich von 6.3 cm Breite und 11.3 cm Höhe ausgelassen (→5.5.6). Die Aussparung dient der Aufnahme kubischer Einsätze mit einer Grundfläche von 6.3 cm x 6.3 cm. Die Höhen der verfügbaren Einsätze betragen 6.3, 2, 2, und 1 cm. Durch PTW wurden weitere 8 Kuben aus wasseräquivalentem RW3-Material mit Höhen von jeweils 1 cm angefertigt. Vier dieser Kuben enthalten vier sternförmig angeordnete Bohrungen, die jeweils 2 TLD aufnehmen können. Die anderen 4 Kuben dienen als aufschraubbare „Deckel“. Die auf diese Weise gebildeten „Miniphantome“ werden so in die Aussparung eingeschoben, dass die TLD annähernd 10.0 cm unterhalb des Eintrittspunktes eines unter 0 Grad einfallenden Feldes liegen (Abbildung 5.6.6.2.). Die dadurch erreichbare Geometrie entspricht weitgehend den Kalibrationsbedingungen in Wasser. Als Vergleichsbasis werden unter Kalibrationsbedingungen TLD-Messungen im MP3-Wasserphantom (PTW, Freiburg) durchgeführt.



Abb. 5.6.6.2.: Die 6.3 cm dicke Schicht wird im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches für TLD-Messungen des Maschinenoutputs verwendet. Die „Miniphantome“ sind mit Nummern versehen.

Messungen mit der Ionisationskammer

Die Ionisationskammermessungen finden in der Schicht 01 des CIRS-Phantoms statt. Als Elektrometer dient ein Unidos-Gerät, an das eine 0.3 cm³-Kammer 31003 angeschlossen ist (PTW, Freiburg). Zudem erfolgen Ionisationskammermessungen im MP3-Wasserphantom.

Praktische Durchführung

Alle Messungen werden mit 4, 6 und 15X durchgeführt. Die Feldgrösse beträgt 10 cm x 10 cm. Der Focus-Oberflächenabstand beträgt bei Messungen in Wasser 90.0 cm, die Messtiefe 10.0 cm. Im Thoraxphantom werden diese Werte innerhalb eines Millimeters erreicht. Die Zahl der MU wird so gewählt, dass im Wasserphantom in der Messtiefe von 10 cm eine Dosis von 1.000 Gy resultiert. Der Messaufbau liegt somit in vier Varianten vor. Um einen allfälligen Drift des Beschleunigeroutputs zu kompensieren, werden die Messungen in der Reihenfolge a, b, c, ...g durchgeführt:

- a, g: Ionisationskammermessung in der zentralen Bohrung der ersten Schicht des Thoraxphantoms: 6 Messungen pro Energie
- b, f: TLD-Messung im CIRS-Phantom in der 6.3 cm dicken Zubehörschicht: 18 Messungen mit jeweils 8 TLD
- c,e: Ionisationskammermessung im Wasserphantom unter Kalibrationsbedingungen: 6 Messungen pro
- d: TLD-Messung im Wasserphantom unter Kalibrationsbedingungen: 18 Messungen mit jeweils 8 TLD

5.6.6.3. Resultate

Die Messresultate sind in der Tabelle 5.6.6.3.a. aufgeführt:

Tab. 5.6.6.3.a.: Resultate der im CIRS- und im Wasserphantom getätigten TLD- und Ionisationskammermessungen.

	4X	6X	15X
Ionisationskammer-Messung im CIRS-Phantom			
Mittelwert	99.2 cGy	99.5 cGy	99.5 cGy
relative Standardabweichung	0.6%	0.4%	0.4%
TLD-Messung im CIRS-Phantom			
Mittelwert	97.8 cGy	98.6 cGy	97.5 cGy
relative Standardabweichung	0.2%	0.2%	0.3%
Ionisationskammer-Messung im Wasser-Phantom			
Mittelwert	99.5 cGy	99.6 cGy	99.4 cGy
relative Standardabweichung	0.1%	0.0%	0.1%
TLD-Messung im Wasser-Phantom			
Mittelwert	98.7 cGy	99.3 cGy	99.3 cGy
relative Standardabweichung	0.3%	0.3%	0.4%

Damit können die folgenden Konversionsfaktoren für „Messungen im CIRS-Phantom“ → „Messungen in Wasser“ berechnet werden (Tabelle 5.6.6.3.b.):

Tab. 5.6.6.3.b.: Konversionsfaktoren von im CIRS-Phantom getätigten Messungen zu Messwerten, die in Wasser unter Kalibrationsbedingungen erwartet werden

Konversionsfaktor Phantom → Wasser	4X	6X	15X
1. mit Ionisationskammer gemessen	1.002	1.001	0.999
Standardabweichung:	0.007	0.004	0.005
2. mit TLD gemessen	1.009	1.007	1.019
Standardabweichung:	0.005	0.004	0.006

Für den IMRT-Dosimetrievergleich werden die Faktoren wie folgt gewählt:

1. Die mit der Ionisationskammer unter Standardbedingungen in Wasser gemessene Dosis wird im Rahmen der Messgenauigkeit mit der im CIRS-Phantom gemessenen Dosis gleichgesetzt: Der Mittelwert und die Standardabweichung der Faktoren für die drei betrachteten Energien beträgt 1.0008 ± 0.005 .
2. Die mit TLD ermittelten Faktoren lassen im Rahmen der Messgenauigkeit keine genauen Aussagen über eine allfällige Energieabhängigkeit des Konversionsfaktors zu. Der Einfachheit halber wird deshalb für Energien kleiner oder gleich 10X ein Faktor von 1.01, für höhere Energien ein Faktor von 1.02 angewandt. Der da-

durch induzierte Fehler liegt im Bereich eines Prozents und ist somit klein im Vergleich zum Toleranzkriterium der Absolutdosimetrie von 3 %.

Anwendung im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches

Für den IMRT-Dosimetrievergleich ist die Möglichkeit von besonderer Bedeutung, mit Hilfe einer einfachen Messung einen systematischen Fehler feststellen zu können, der durch den Planungsalgorithmus oder eine abweichende Maschinenkalibration induziert wird. Dazu dokumentiert die Institution jene Dosis, die das Planungssystem für die einfache Geometrie im Thoraxphantom berechnet hat. Das Verhältnis zwischen der angegebenen und der mit der Ionisationskammer oder mit TLD gemessenen Dosis wird dann als Korrekturfaktor verwendet, der auf die Messungen der IMRT-Bestrahlung angewandt wird.

Zudem notiert die Institution jene Dosis, die mit derselben Zahl MU unter Standardbedingungen in Wasser resultieren würde. Durch Anwendung der Faktoren aus der Tabelle 5.6.6.3.b können Rückschlüsse auf die Maschinenkalibration gezogen werden.

5.7. Test des IMRT-Dosimetrievergleiches im Rahmen eines Pilotversuches

Der IMRT-Dosimetrievergleich stellt nicht nur an die Institutionen, sondern auch an die Dosimetriestelle erhöhte Anforderungen. Mit Hilfe eines auf einer einfachen Bestrahlungstechnik beruhenden Pilotversuches mit ausgewählten Institutionen soll die für den IMRT-Dosimetrievergleich vorgesehene Verfahrensweise deshalb zuerst getestet werden. Dazu wird das CIRS-Thoraxphantom verwendet.

5.7.1. Ziel des Pilotversuches

Ziele des Pilotversuches sind:

- Entwicklung eines Messkonzeptes und einer klar verständlichen Anweisung
- Überprüfung der Ionisationskammer-, TLD- und Filmdosimetrie im Thoraxphantom
 - o Optimierung des Versuchsaufbaus
 - o Möglichkeiten und Grenzen der verwendeten Messmittel, insbesondere bei Messungen in Lungengewebe
 - o Vergleich der TLD-Messungen mit Monte-Carlo-Berechnungen (MC)
- Erkennen möglicher Quellen, die zu Fehlbestrahlungen oder zur Beschädigung des Phantoms führen können
- Test der Praktikabilität des gewählten Vorgehens (Zeitplan, Postversand, Handhabung des Phantoms, Verwendung der Messmittel)
- Entwicklung aussagekräftiger Methoden zur Auswertung

Die Überprüfung der Ionisationskammer-, TLD- und Filmdosimetrie im Thoraxphantom soll im Folgenden motiviert werden:

Ionisationskammermessungen bilden die Grundlage der Dosimetrie in der Radio-Onkologie. Unter Elektronengleichgewicht¹ ermöglichen Ionisationskammern auch in Medien, deren Dichte von Wasser abweicht, zuverlässige Messungen.

Bei TLD-Messungen im Thoraxphantom muss der Einfluss einiger Parameter auf die gemessene Dosis untersucht werden:

- Wasseräquivalenz des Phantoms: Im Rahmen des bisherigen Dosimetrievergleiches wurden die TLD in Wasser bestrahlt. Das für den geplanten IMRT-Dosimetrievergleich verwendete Thoraxphantom hingegen imitiert – im Rahmen der technischen Möglichkeiten – Wasser lediglich annähernd („mimic water“; „solid water“).
Gemäss Herstellerangaben betragen im Lungengewebe des Phantoms die Massendichte 0.21 g/cm^3 und die auf Wasser bezogene Elektronendichte 0.207. Damit

¹ Elektronengleichgewicht liegt vor, wenn als Folge von Ionisationsereignissen innerhalb und außerhalb eines betrachteten Volumenelements in dieses Volumenelement gleich viele Elektronen gleicher Energieverteilung ein- wie austreten.

liegt das Verhältnis der Elektronen- zur Massendichte so nahe beim Wert für Wasser, dass keine Verfälschung der gemessenen Energiedosis zu erwarten sein sollte [78].

- Wasseräquivalenz der TLD: Die TLD weisen eine effektive Ordnungszahl von 8.2 auf, im Vergleich zu 7.4 für Wasser. Somit ist das auf die Dichte bezogene Absorptionsverhalten von LiF jenem von Wasser ähnlich. Diese Eigenschaft müsste TLD-100-Kristalle für die vorgesehenen Messungen prädestinieren.
- Dichte des Messmediums: Mit 2.64 g/cm^3 (Herstellerangaben) weisen die TLD-100-Kristalle eine über zehnmal höhere Massendichte auf als das Lungengewebe des Thoraxphantoms. Der Durchmesser der verwendeten TLD-Discs von 4.5 mm ist indessen erheblich kleiner als die Halbwertschichtdicke der verwendeten Photonenenergien. Es lässt sich deshalb vermuten, dass die Störung des Strahlenfeldes durch die TLD-Kristalle bei adäquater Wahl der Messorte keinen messbaren Einfluss ausübt.

Bei der Verwendung von EDR2-Filmen stellt sich aufgrund der stark von Wasser abweichenden effektiven Ordnungszahl der lichtempfindlichen Silberbromidschicht die Frage nach der Zuverlässigkeit der Messwerte verstärkt, insbesondere im Lungengewebe des Phantoms mit seiner stark von jener des Filmes abweichenden Massendichte. Der Einfluss des Messmediums und eventueller Luft einschüsse auf die gemessene Dosis kann minimiert werden, indem die Filmebene ausserhalb der Strahldivergenz positioniert wird. Wie bereits früher erwähnt wurde, sind Filme für Absolutmessungen nicht geeignet.

Wegen der Möglichkeit, MC-Berechnungen durchführen zu können, kommt der Abteilung für Medizinische Strahlenphysik (AMS) des Inselspitals Bern im Rahmen des Pilotversuchs eine besondere Bedeutung zu. Die wichtige Stellung von MC-Berechnungen für die radio-onkologische Dosimetrie wird im Folgenden erläutert.

5.7.2. MC-Berechnungen in der Strahlentherapie

MC-Berechnungen bilden einen Gradmesser (engl.: *benchmark*) für analytische Berechnungen und zur Verifikation von Messresultaten, die unter schwierigen Bedingungen gewonnen wurden [78]. MC wird oft dann angewandt, wenn physikalische Messungen schwierig oder unmöglich durchführbar sind. Sie erlauben „synthetische“ Messungen, z. B. die Bestimmung der Dosisbeiträge von mehrfach gestreuten Photonen oder Messungen an einer beliebigen Stelle innerhalb des Patienten. MC-Berechnungen basieren auf gemessenen und berechneten Wahrscheinlichkeitsverteilungen, die zum Beispiel Streuprozesse und Energieverluste beschreiben. Sie setzen die Kenntnis über die Wahrscheinlichkeitsverteilung der unterschiedlichen Wechselwirkungsprozesse der Photonen und Elektronen voraus. Die resultierende Verteilung der interessierenden physikalischen Grössen für eine grosse Zahl simulierter Teilchen (engl.: *histories*) erlaubt eine Beschreibung der gemittelten Transporteigenschaften und der damit verbundenen Dosisverteilung. Deshalb ist die Verwendung von MC-basierten Dosisberechnungsprogrammen zur Kontrolle von Dosisberechnungsalgorithmen und -messungen in der Strahlentherapie weit verbreitet [78, 79, 80, 81, 82, 83]. Wegen der massiven Zunahme

der Rechenleistung wird die Bedeutung von MC-Rechnungsmethoden in der klinischen Routine zunehmen.

Da Elektronen gegen eine Million Wechselwirkungen erfahren, bis sie gestoppt werden, sind „Event-by-Event“-Berechnungen selbst auf einem schnellen Computer unmöglich. Deshalb wird die „condensed-history-Technik“ angewandt [84]: Die Zahl der Wechselwirkungspunkte wird so auf wenige Schritte reduziert, dass die Berechnung „im Durchschnitt“ korrekt ist. Dazu wird eine künstliche Grösse, die Schrittweite (engl: *step-length*), eingeführt. Die Abhängigkeit des berechneten Resultates von dieser Schrittweite wird als Schrittweitenartefakt (engl.: „step-size artefact“) bezeichnet. Die Simulation eines Ereignisses wird gestoppt, sobald die wechselwirkenden Teilchen eine frei wählbare untere Energiegrenze erreicht haben, wenn die restliche Energie also innerhalb der angestrebten Rechengenauigkeit als lokal deponiert gelten kann.

Voraussetzung für eine MC-Berechnung innerhalb eines bestrahlten Körpers ist die Kenntnis des Phasenraumes, also der Energie-, Ursprungs- und Winkelverteilung der einfallenden Teilchen. Vorteilhaft beschreibt der mit MC-Methoden einmalig berechnete Phasenraum das vom Streukörper unabhängige Streuverhalten, insbesondere das Streuverhalten von Komponenten des Beschleunigerkopfes. Die das Strahlenfeld formenden Teile des Strahlerkopfes, zum Beispiel die Kollimatoren, sind variabel und deshalb im Phasenraum nicht eingeschlossen. Die Daten, die den Phasenraum beschreiben, sind in einer eigenen Datei abgelegt.

MC-Simulationen berechnen die Dosis zum bestrahlten Medium, D_{Med} . Sollen MC-Berechnungen mit Messungen verglichen werden, muss die berechnete Dosis in Dosis zu Wasser, D_{W} , umgerechnet werden: $D_{\text{W}} = D_{\text{Med}} \times s_{\text{W,Med}}$ [85]. Dabei stellt der Term $s_{\text{W,Med}}$ das „stopping power ratio“ zwischen Wasser und dem Medium dar. Siebers et al. [85] geben für $s_{\text{W,Med}}$ bei 6 MV für das Medium „Lunge“ den Wert 0.999 an. Die Korrektur ist so klein, dass sie im Rahmen eines Dosimetrievergleiches vernachlässigt werden kann.

Im Pilotdurchgang werden die durch die AMS getätigten MC-Berechnungen als Gradmesser für die mit anderen Rechenalgorithmen bestimmten Dosen, aber insbesondere auch für die TLD-Messresultate verwendet.

5.7.3 Material und Methoden

Am Pilotversuch nehmen 6 Institutionen teil:

- | | |
|---------------------|--|
| - US Basel: | Bruno Schnekenburger |
| - OSG Bellinzona: | Antonella Fogliata-Cozzi, Giorgia Nicolini, Luca Cozzi |
| - Inselspital Bern: | Michael Fix, Federico Hasenbalg, Ernst Born |
| - Lindenhof Bern: | Karin Münch-Berndl |
| - CHUV Lausanne: | Véronique Vallet, Marc Pachoud, Raphaël Moeckli |
| - US Zürich: | Beatrice Reiner |

In Zusammenarbeit mit den beteiligten Institutionen wird eine Anweisung zur Durchführung der Bestrahlung und Dokumentation ausgearbeitet. Der im Anhang aufgeführten „Anhang zu 5.7.: Anweisung für den Pilotversuch“ können detaillierte Informatio-

nen zum Messaufbau und zur Bestrahlung entnommen werden. Von der AMS abgesehen, werden die Institutionen anonymisiert behandelt.

Anderen Autoren folgend [5, 86, 87] wird wegen der geringeren Halbschattenausweitung für die Bestrahlung im Lungenbereich eine Energie von 6 MV vorgegeben. Verschiedene Untersuchungen haben zudem gezeigt, dass die in der Klinik verbreiteten Rechenalgorithmen mit zunehmender Strahlenenergie mehr Mühe bekunden, Inhomogenitäten adäquat zu berücksichtigen [78]. Für die Wahl von 6X spricht auch, dass alle in den Schweizer Strahlentherapiezentren verwendeten Beschleuniger mit dieser Energie ausgestattet sind.

Die $TPR_{20,10}$ -Werte der im Pilotversuch verwendeten Strahlen weisen einen Mittelwert von 0.671 und eine Standardabweichung von 0.005 auf. Dank dieser guten Übereinstimmung können die Strahlen bezüglich ihrer Absorptionseigenschaften als identisch betrachtet werden. Die von der AMS für einen ihrer Beschleuniger durchgeführten MC-Berechnungen können demgemäss (abgesehen vom Feldrand) als Basis eines direkten Vergleichs mit den in den verschiedenen Institutionen durchgeführten TLD-Messungen und Dosisberechnungen dienen. Dieses Vorgehen entspricht dem auch in [78] und [79] beschrieben.

Die $TPR_{20,10}$ -Werte für 6X aller in der Schweiz verwendeten Therapiebeschleuniger weisen einen Mittelwert von 0.672 ± 0.005 auf (Stand: Ende 2007). Für die TLD-Messungen ist der Grad der Übereinstimmung aber nicht wesentlich. Denn der $TPR_{20,10}$ -Wert des verwendeten Strahls geht in die Energiekorrektur der TLD-Messungen ein.

5.7.3.1. Akquisition des CT-Bilddatensatzes

Zur Planung verwenden die Institutionen einen in ihrem Hause akquirierten CT-Bilddatensatz. Um eine Lokalisierung der TLD während der Planung zu ermöglichen, befindet sich die Schicht mit den darin platzierten TLD während des Scans bereits an der für die Bestrahlung vorgesehenen Position.

Zur Abschätzung des Beitrages der CT-Bestrahlung zum TLD-Signal werden vor der Akquisition, ähnlich wie in 5.6.4. beschrieben, an der Oberfläche des CIRS-Thoraxphantoms drei Streifen mit je 5 TLD befestigt. Nach dem CT-Scan werden sie wieder entfernt.

5.7.3.2. Verwendete Planungssysteme und Rechenalgorithmen

Die von den Institutionen verwendeten Planungssysteme und Rechenalgorithmen sind in der Tabelle 5.7.3.2. aufgelistet. Die verwendeten Abkürzungen bedeuten:

PBC	Pencil-Beam-Convolution
PBC equivalent TAR	Pencil-Beam-Convolution equivalent Tissue-Air-Ratio
AAA	Anisotropic Analytical Algorithm

Tab. 5.7.3.2.: Von den Institutionen eingesetzte Planungssysteme und Rechenalgorithmen.

	1. Institution	2. Institution	3. Institution	4. Institution	5. Institution
Hersteller / Planungssystem	Varian / Eclipse 7.5.51	Varian / Eclipse (Version nachfr.)	CMS / XiO Release 4.3.1	Varian / Eclipse Vers. 8.0	CMS / XiO Release 4.3.1
1. Algorithmus	PBC equivalent TAR	PBC modified Batho	Superposition	AAA	Superposition
2. Algorithmus	PBC modified Batho	AAA			
3. Algorithmus	PBC Batho power law				

Der AAPM Report No. 85 [78] enthält eine umfassende Zusammenstellung der Konzepte, die bei der Berücksichtigung von Inhomogenitäten zur Anwendung kommen. Weitere Details können den entsprechenden Originalarbeiten entnommen werden. Trotzdem sollen die grundlegenden Prinzipien kurz aufgezeigt werden:

Point spread function: (deutsch: *Punktspreizfunktion*). Energieübertragungsfunktion von Sekundärteilchen um den Ort der primären Wechselwirkung \vec{s} eines monoenergetischen Teilchens in einem unendlich ausgedehnten Medium der Dichte ρ_1 am Ort \vec{r} , $h_E(\vec{r} - \vec{s}, \rho_1)$. Da die Energieverteilung in einem homogenen Medium unabhängig vom Ort der Wechselwirkung \vec{s} ist, kann $h_E(\vec{r} - \vec{s}, \rho_1)$ mit MC-Berechnungen einmalig gerechnet werden.

In einem Medium der Dichte ρ_2 lässt sich die Punktspreizfunktion $h_E(\vec{\Delta}, \rho_2)$, mit $\vec{\Delta} = \vec{r} - \vec{s}$, durch lineare Skalierung aus $h_E(\vec{\Delta}, \rho_1)$ ableiten. Der Energieerhaltung wird durch Berücksichtigung des Abstandsquadratgesetzes Rechnung getragen. Für den linear skalierten Kern ergibt sich dann:

$$h_E(\vec{\Delta}, \rho_2) = \left(\frac{\rho_2}{\rho_1}\right)^3 \times h_E\left(\frac{\rho_2}{\rho_1} \times \vec{\Delta}, \rho_1\right)$$

In einem inhomogenen Medium entspricht ρ_2 der mittleren Dichte auf dem Weg $\vec{\Delta}$ [88].

Pencil beam (kernel): (deutsch: *Kern eines Strahlenbündels*). Dosisverteilung eines dünnen Strahlenbündels längs des Strahlenpfades, der senkrecht auf ein unendlich in der Tiefe ausgedehntes Medium auftrifft. Sie kann durch Integration der Punktspreizfunktion längs des Strahlenpfades berechnet werden, wenn die lokale Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung bekannt ist [89].

Pencil beam convolution: (deutsch: *Faltung des Strahlenbündels*). Wenn die räumliche Energiefreisetzung $T_E(\vec{s})$ bekannt ist, kann die Energiedosis $D_E(\vec{r})$ durch Faltung von $T_E(\vec{s})$ und $h_E(\vec{r}, \vec{s})$ berechnet werden:

$$D_E(\vec{r}) = \iiint T_E(\vec{s}) h_E(\vec{r}, \vec{s}) d^3s \quad (1)$$

TAR: Gewebe-Luft Verhältnis (engl.: *tissue-air ratio*) Das TAR ist das Verhältnis der total absorbierten Dosis an einem Punkt in einem Wasserphantom zur absorbierten Dosis am selben Punkt in einem Phantom, dessen Grösse zum Strahlenaufbau ausreicht.

Batho: Nach H.F. Batho benannter Rechenalgorithmus zur Berücksichtigung von Inhomogenitäten [90]. Wenn der Strahl eines Feldes der Grösse W bis zum Dosisberechnungspunkt B cm Lungengewebe der Dichte ρ und A cm Gewebe der Dichte 1 durchdringt, kann der Korrekturfaktor CF_B mit Hilfe des Gewebe-Luft Verhältnisses bestimmt werden:

$$CF_B = [TAR(A, W) / TAR(A + B, W)]^{1-\rho} \quad (2)$$

Die drei in Tabelle 5.7.2.2. aufgeführten Batho-Algorithmen verwenden Korrekturalgorithmen: Die für ein homogenes Medium berechnete Dosis dient als Ausgangswert zur Berücksichtigung von Inhomogenitäten.

Power law correction: Diese Modifikation des Batho-Algorithmus wurde von Sontag und Cunningham [90, 91] vorgeschlagen: Im Falle zweier im Strahlengang liegender Medien der Dichte ρ_1 und ρ_2 ergibt sich der Korrekturfaktor C_{pl} gemäss:

$$C_{pl} = \frac{TAR(y_1, W)^{(\rho_1 - \rho_2)}}{TAR(y_2, W)^{(1 - \rho_2)}}$$

Dabei ist y_1 die Distanz von der Inhomogenität bis zum Berechnungspunkt. ($y_2 - y_1$) entspricht der Weglänge, die der Strahl in der Inhomogenität zurücklegt.

Equivalent TAR correction: Diese Korrektur berücksichtigt die dreidimensionale Dichteverteilung in der Umgebung des Berechnungspunktes. Dazu werden der Primär- und der Streustrahlenanteil separiert behandelt. Den durch die Inhomogenität veränderten Streuverhältnissen wird durch Einführung einer „äquivalenten Feldgrösse“ Rechnung getragen [91]. Diese wird mit Hilfe der Dichte in der Nachbarschaft des Berechnungspunktes skaliert.

Superposition: (deutsch: *Überlagerung*). Die Dosisbeiträge des Primärstrahls und des Streudosisanteiles werden separiert berechnet und dann aufaddiert.

AAA: (engl.: *anisotropic analytical algorithm*; ausgesprochen: „triple A“). Der im Planungssystem Eclipse implementierte Algorithmus basiert auf einer Faltungs- und Überlagerungsmethode eines Strahlenbündels. Die laterale Ausdehnung des Strahlenbündels berücksichtigt die Dichteverteilung rechtwinklig zur Strahlausbreitungsrichtung mit Hilfe von sechs unabhängigen (anisotropen) Exponentialfunktionen [79].

Bezüglich der Berücksichtigung von Inhomogenitäten können die Algorithmen in zwei Klassen eingeteilt werden [79, 92, 93]:

Typ-a Algorithmen: Sie basieren prinzipiell auf dem Konzept äquivalenter Pfadlängen (engl.: *equivalent path length*; *EPL*). Dabei wird der eindimensionale Pfad des Primärstrahls mit der lokalen Dichte gewichtet und bis zum Berechnungspunkt aufintegriert. Der Elektronentransport wird nicht separat modelliert. Typ-a Algorithmen sind eindimensional und berücksichtigen deshalb Dichteunterschiede ausserhalb des Berechnungspfades nicht.

Typ-b Algorithmen: Sie berücksichtigen den Transport sowohl der Elektronen als auch der Sekundärphotonen. Dabei werden Dichtevariationen in allen drei Raumrichtungen berücksichtigt.

Typ-a Algorithmen sind in der Tabelle 5.7.3.2. mit einem grauen, Typ-b Algorithmen mit einem blauen Hintergrund unterlegt.

5.7.3.3. Parameter der MC-Berechnungen

Die von der AMS durchgeführten MC-Berechnungen werden für einen Beschleuniger des Typs 2300 CD (Varian) durchgeführt. Der $\text{TPR}_{20,10}$ -Wert für 6X beträgt 0.669 und stimmt mit dem Mittelwert der Pilotinstitutionen (0.671 ± 0.005) besser als 0.5 % überein. Die Berechnung des von den konkreten Bestrahlungsbedingungen unabhängigen Phasenraumes erfolgte bereits früher mit dem MC-Code EGS (engl.: *electron gamma shower*; [94]). Die vom Phasenraum generierten Photonen werden während der eigentlichen MC-Simulation auf ihrem Weg durch die Kollimatoren bis ins Phantom verfolgt. Für diesen Teil der Berechnung wird das wesentlich schnellere „Voxel Monte Carlo“-Programm (VMC++) in einer SMCP-Umgebung (Swiss Monte Carlo Plan) verwendet [95]. Für Dosen höher als 50 % der Maximaldosis wird eine Genauigkeit von 0.2 % verlangt. Es werden die folgenden Parameter gewählt:

- Abschnideenergie für den Elektronentransport ECUT: 0.7 MeV
- Abschnideenergie für den Photonentransport PCUT: 0.01 MeV
- Maximaler Energieverlust pro Schritt ESTEPE: 0.25 MeV
- Grenzenergie für Deltateilchenproduktion AE: 0.7 MeV
- Grenzenergie für die Bremsstrahlungsproduktion AP: 0.01 MeV

Das Rechengitter weist eine Auflösung von 5 mm x 5 mm auf. Für die Applikation von 1.8 Gy im Isozentrum sind 218 Monitoreinheiten erforderlich.

5.7.3.4. Bestrahlungsparameter

Die Komponenten des Phantoms wurden in 5.5.6., die für die Messmittel vorgesehenen Messorte in 5.6.5. beschrieben. Für die Messungen mit der Ionisationskammer verwenden die Institutionen ihre eigenen Messgeräte.

Das CIRS-Phantom wird mit einem rechteckigen Stehfeld bestrahlt. Die Vorgaben an die Bestrahlungstechnik lauten:

- Lage des Isozentrums: im Schnittpunkt der lateralen und vertikalen Lagerungsmarkierungen, also in der Phantommitte
- z-Koordinate der Messmittel: 4.8 cm off-axis zum Feldisozentrum in longitudinaler Richtung verschoben
- Dosis im Isozentrum: 1.8 Gy
- Gantrywinkel: 90°
- Kollimatorwinkel: 0°
- Feldlänge: 20 cm (in TG-Richtung, also parallel zur Target-Gantry-Achse des Beschleunigers)
- Feldbreite: 10 cm (in AB-Richtung)
- Energie: 6X

Die Institutionen bestrahlen ihre eigenen EDR2-Filme und übernehmen auch das Entwickeln und Einscannen. Die Eigenschaften dieser Filme wurden in 5.6.1. beschrieben. Die Scans des Verifikations- und Kalibrierfilmes werden elektronisch an die Dosimetriestelle übermittelt und von dieser ausgewertet.

Der TLD-Dosimetrie kommt im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches ein erhöhtes Gewicht zu. Deshalb wird sie genauer erläutert.

5.7.3.5. TLD-Dosimetrie

Für die TLD-Messungen werden drei Sets der bereits in den früheren Dosimetrievergleichen verwendeten TLD-100 Discs verwendet. Die 24 Bohrungen für die Unterbringung von je fünf TLD weisen eine Tiefe und einen Durchmesser von jeweils 5 mm auf. Sie sind so angeordnet, dass Dosisinformationen sowohl in verschiedenen Tiefen (rot nummerierte Positionen 01 bis 16) als auch auf einem Strahlprofil (schwarz nummerierte Positionen 01 bis 08) gewonnen werden können (Abbildung 5.7.3.5.). Im Lungenbereich sind die TLD seitlich abgestuft angeordnet. Damit wird vermieden, dass Messwerte durch im Strahlengang vorgelagerte und so das Strahlenfeld beeinflussende Dosimeter verfälscht werden. Im Normalgewebe liegen die TLD-Positionen auf der Isozentrumslinie. Die Platte mit den TLD und eine Standardplatte werden mit Klebestreifen verbunden. Beide Platten bilden das „Sandwich“, in dem die TLD sicher untergebracht sind. Während das Phantom von Institution zu Institution weitergereicht wird, macht das „Sandwich“ den Umweg über die Dosimetriestelle, wo die TLD entnommen und ausgewertet werden. Anschliessend wird es neu beladen und der nächsten Institution zugesandt.

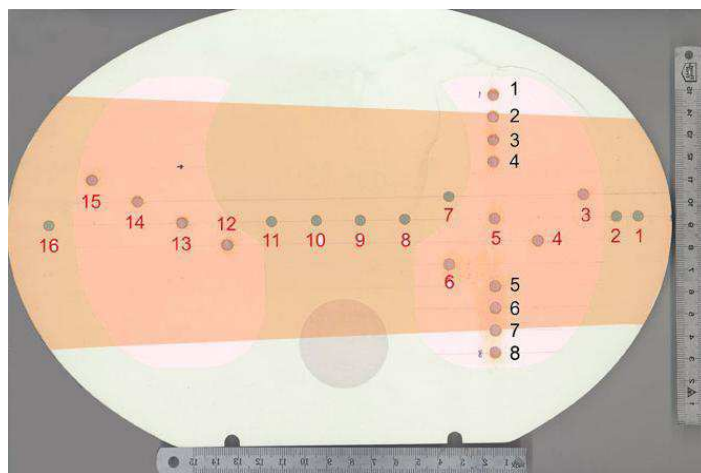


Abb. 5.7.3.5.: Das Feld wird von rechts eingestrahlt. Dessen Isozentrum liegt zwischen den TLD-Positionen 9 und 10. Der im Primärstrahl liegende Teil der Schicht ist farblich hervorgehoben. Dosimetrisch werden insgesamt 16 „longitudinale“ (rot) und 8 „transversale“ Positionen (schwarz) erfasst.

Die Filmdosimetrie wird im selben Off-Axisabstand wie die TLD-Dosimetrie durchgeführt. Die Institutionen bestrahlen neben dem Verifikationsfilm einen Kalibrierfilm und geben der Dosimetriestelle die applizierten Dosen der Segmente bekannt. Die Auswertung mittels der Gammaindexmethode erfolgt in St.Gallen.

5.7.4. Resultate

5.7.4.1 Vergleich der TLD-Messungen mit MC-Berechnungen

Um eine von der Dosimetriestelle unabhängige Beurteilung der TLD-Messungen sicherzustellen, wird die numerische Auswertung der TLD-Messungen und MC-Berechnungen von der AMS des Inselspitals Bern vorgenommen. Dieses nimmt als sechste Institution am Dosimetrievergleich teil. Somit stehen 6 unabhängige TLD-Messreihen zur Verfügung.

In der Tabelle 5.7.4.1 sind die in der Abbildung 5.7.3.5. rot nummerierten Positionen mit den Bezeichnungen „L1“ bis „L16“, die schwarz nummerierten mit den Bezeichnungen „T1“ bis „T8“ versehen.

Für jeden der unten aufgelisteten Messwerte wurden 5 TLD verwendet. Abgesehen von den am Feldrand durchgeführten Messungen (T1, T2, T7 und T8: 5.7 % \pm 1.8 %) beträgt die über alle Institutionen gemittelte relative Standardabweichung der Messwerte 1.1 % \pm 0.3 %.

Tab. 5.7.4.1.: TLD-Messwerte für 6 Institutionen und die dazu gehörenden Mittelwerte und deren Fehler. In den rechten vier Spalten die Resultate der MC-Berechnung. Alle Angaben in Gy.

TLD-Pos.	TLD-Messungen [Gy]								MC-Berechnung [Gy]			
	Inst. 1	Inst. 2	Inst. 3	Inst. 4	Inst. 5	Inst. 6	Mittelwert	Fehler	MC: HU \rightarrow CT	Fehler	MC: HU \rightarrow 0	Fehler
L1	3.155	3.119	3.115	3.033	3.141	3.154	3.119	0.042	3.106	0.043	3.101	0.027
L2	3.012	2.952	2.983	2.873	2.989	3.006	2.969	0.047	2.986	0.046	2.988	0.025
L3	2.809	2.760	2.771	2.695	2.794	2.793	2.770	0.037	2.877	0.039	2.787	0.022
L4	2.646	2.594	2.588	2.529	2.600	2.610	2.594	0.035	2.639	0.034	2.575	0.017
L5	2.471	2.419	2.418	2.381	2.432	2.449	2.428	0.028	2.472	0.030	2.425	0.017
L6	2.306	2.254	2.254	2.234	2.278	2.294	2.270	0.025	2.271	0.030	2.253	0.016
L7	2.311	2.261	2.278	2.232	2.294	2.316	2.282	0.029	2.318	0.035	2.258	0.015
L8	2.117	2.059	2.101	2.028	2.100	2.118	2.087	0.033	2.124	0.038	2.101	0.018
L9	1.926	1.874	1.908	1.810	1.910	1.943	1.895	0.043	1.928	0.035	1.900	0.016
L10	1.722	1.669	1.709	1.631	1.718	1.742	1.698	0.037	1.730	0.030	1.712	0.015
L11	1.522	1.486	1.543	1.454	1.533	1.552	1.515	0.034	1.549	0.026	1.531	0.014
L12	1.441	1.425	1.460	1.365	1.459	1.466	1.436	0.035	1.448	0.021	1.417	0.012
L13	1.248	1.249	1.264	1.188	1.269	1.283	1.250	0.030	1.289	0.018	1.257	0.012
L14	1.106	1.135	1.142	1.062	1.148	1.140	1.122	0.030	1.143	0.014	1.121	0.010
L15	1.018	1.021	1.048	0.973	1.038	1.041	1.023	0.025	1.038	0.014	1.043	0.007
L16	1.005	1.009	1.030	0.958	1.023	1.014	1.007	0.023	1.030	0.017	1.015	0.010
T1	0.310	0.306	0.321	0.269	0.346	0.321	0.312	0.023	0.417	0.036	0.415	0.033
T2	1.522	1.619	1.492	1.565	1.842	1.769	1.635	0.129	1.794	0.179	1.701	0.177
T3	2.322	2.326	2.290	2.259	2.336	2.357	2.315	0.032	2.349	0.034	2.310	0.024
T4	2.397	2.429	2.355	2.331	2.416	2.423	2.392	0.037	2.431	0.031	2.404	0.016
T5	2.369	2.360	2.319	2.313	2.339	2.372	2.345	0.023	2.359	0.026	2.333	0.017
T6	2.184	2.238	2.178	2.197	2.208	2.241	2.208	0.025	2.083	0.055	2.052	0.050
T7	0.481	0.572	0.600	0.677	0.667	0.555	0.592	0.067	0.619	0.102	0.692	0.113
T8	0.226	0.232	0.245	0.215	0.257	0.239	0.236	0.013	0.231	0.018	0.253	0.018

Die MC-Berechnungen werden an den Positionen der TLD mit zwei unterschiedlichen Elektronendichten durchgeführt:

- mit der aus den HU des CT abgeleiteten Dichte
- mit der Dichte von Wasser

Die zweite Methode berücksichtigt, dass die TLD in Wasser kalibriert wurden, dass die Störung des Strahlenfeldes durch das Dosimeter also bereits in der Kalibration berücksichtigt wurde. Dadurch kompensiert sich der Einfluss der von Wasser abweichenden Elektronendichte der TLD. Der mittlere Absolutwert der Abweichung zwischen den durchschnittlichen TLD-Messwerten und den MC-Berechnungen ist geringer, wenn für die TLD-Elektronendichte jene von Wasser verwendet wird, nämlich 0.9 % anstatt 1.4 %.

In der Abbildung 5.7.4.1 sind die relativen Abweichungen der TLD-Messungen und MC-Berechnungen zum Mittelwert aller TLD-Messungen an der jeweiligen Messposition dargestellt. Der 100 %-Wert entspricht dem Mittelwert aller TLD-Messungen an der Stelle L1 (3.119 Gy). Die Abweichungen liegen durchschnittlich bei 1.02 %, ohne Berücksichtigung der am Feldrand durchgeführten Messungen bei 0.85 %. Dabei lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Abweichungen im Normalgewebe ($0.9 \% \pm 0.6 \%$) und jenen im Lungengewebe ($1.1 \% \pm 1.2 \%$) feststellen. Die Mittelwerte der TLD-Messungen an den Messpositionen selbst können mittels der Sekundärachse abgelesen werden.

Damit zeigt der Pilotversuch, dass mit TLD sowohl im Normal- als auch im Lungengewebe zuverlässige Dosisbestimmungen möglich sind.

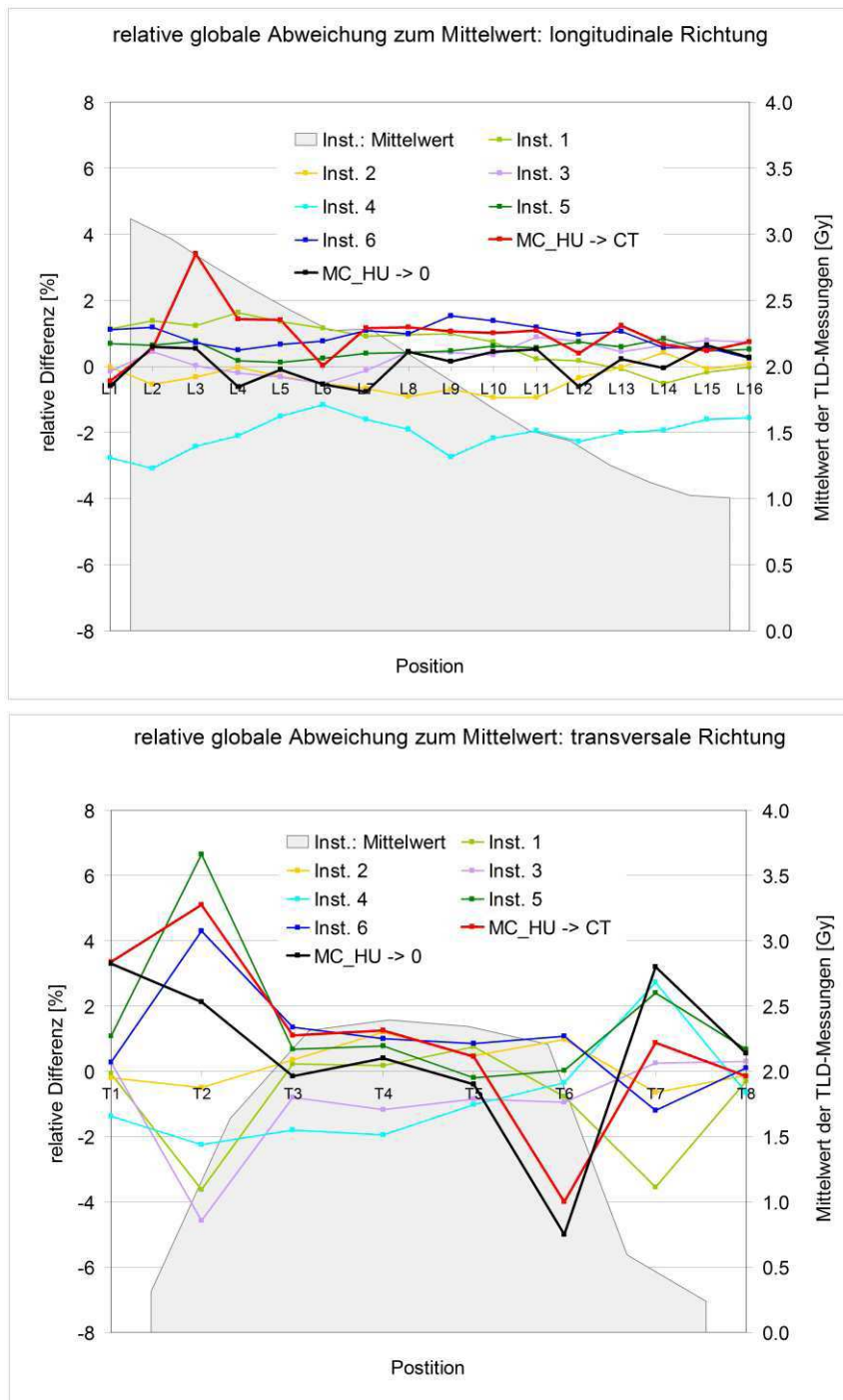


Abb. 5.7.4.1.a. (L-Richtung) und b. (T-Richtung). Primärachse: Relative globale Abweichungen zum Mittelwert der TLD-Messungen; TLD-Messwerte und MC-Berechnung. Sekundärachse: Mittelwert der TLD-Messungen.

5.7.4.2. Vergleich der von den Institutionen berechneten Dosen mit MC-Berechnungen

Im vorangegangenen Kapitel konnte gezeigt werden, dass die TLD-Messungen innerhalb eines Prozents mit den MC-Berechnungen übereinstimmen, wenn an den TLD-Positionen die CT-Dichte von Wasser angenommen wird. Als Vergleichsbasis für die von den Institutionen verwendeten Rechenalgorithmen sind die TLD-Messungen und MC-Berechnungen somit äquivalent. Letztere dienen nun als Referenz für eine Bewertung der von den Institutionen durchgeführten Berechnungen.

Es muss vorweggenommen werden, dass der Pilotversuch keine Aussagen über die Eignung der Algorithmen zur Berechnung von IMRT-Plänen zulässt. Die fehlende Berücksichtigung des Elektronentransports bei Anwesenheit von Inhomogenitäten macht sich vor allem bei schmalen Feldern bemerkbar [2, 92]. Bei solchen Feldern wären aber aufgrund des über das gesamte Strahlenfeld vorherrschenden Dosisgradienten und der Unsicherheit beim Positionieren des Phantoms zuverlässige Aussagen über die Messgenauigkeit der verwendeten Detektoren nicht möglich gewesen.

Drei Berechnungen wurden mit Typ-a Algorithmen, fünf mit Typ-b Algorithmen durchgeführt. In der ersten Reihe der Abbildung 5.7.4.2.a. sind die relativen Differenzen zwischen den von den Institutionen durchgeführten Berechnungen und der MC-Berechnung dargestellt. Als 100 %-Wert der im Folgenden angestellten Vergleiche dient der Wert der MC-Berechnung an der Position L1 (3.101 Gy). In den Diagrammen der zweiten Reihe sind die für die Typ-a und Typ-b Berechnungstypen gemittelten Absolutwerte dieser Abweichungen abgebildet. Die grössten Abweichungen mit Werten über 10 % treten bei den sowohl im Lungengewebe als auch auf einem Feldrand liegenden TLD auf (→ rechts angeordnete Diagramme). Die Abweichungen können teilweise mit einer unvollständigen Berücksichtigung der Seitenstreuung, aber auch einer zu wenig präzisen Ausrichtung des Phantoms erklärt werden. Die folgenden Diskussionen beziehen sich deshalb nur auf die Messpositionen, die auf der Isozentrumslinie liegen.

Der Dosierungspunkt mit einer Solldosis von 1.8 Gy liegt zwischen den TLD-Positionen L9 und L10, also im Normalgewebe zwischen den Lungenstrukturen. Die mit dem MC-Algorithmus berechneten Dosen werden für die Positionen L9 und L10 durch alle Algorithmen gut wiedergegeben: Die grössten Absolutwerte der Abweichung betragen 1.8 bzw. 1.2 %. Die durchschnittliche absolute Abweichung ist 0.44 %. Die über die Positionen L9 und L10 gemittelte absolute Abweichung der Typ-a Algorithmen liegt bei 0.24 %, jene der Typ-b Algorithmen bei 0.57 %.

Die folgenden Überlegungen beziehen sich auf die Absolutwerte der Abweichungen zwischen den verschiedenen Algorithmen und der MC-Berechnung: Zum Vergleich der Typ-a mit den Typ-b Algorithmen werden die TLD-Positionen bezüglich des Mediums „Normalgewebe“ oder „Lunge“ längs des Strahlenganges zu Gruppen zusammengefasst. Für diese werden die Mittelwerte und, wo sinnvoll, die Standardabweichungen erhoben (Abbildung 5.7.4.2.b.). Da die von der vierten Institution angestellten Berechnungen eine vergleichsweise schlechte Übereinstimmung mit den MC-Berechnungen zeigen, erfolgt eine zusätzliche Auswertung der Typ-b Algorithmen unter Ausschluss dieser Institution.

Die Abweichungen der Berechnungstypen von der MC-Berechnung sind i. a. kleiner als die Standardabweichungen der Mittelwerte. Die wenigen verfügbaren Daten lassen somit keine stichhaltigen Aussagen über die Vorzüge einzelner Algorithmen zu. Insbesondere weist – entgegen den Erwartungen – nichts auf eine Überlegenheit der Typ-b Algorithmen bei der Berücksichtigung von Inhomogenitäten hin. Ein Grund ist die für IMRT-Bestrahlungen untypisch grosse Feldbreite von 10 cm und die Verwendung von 6 MV.

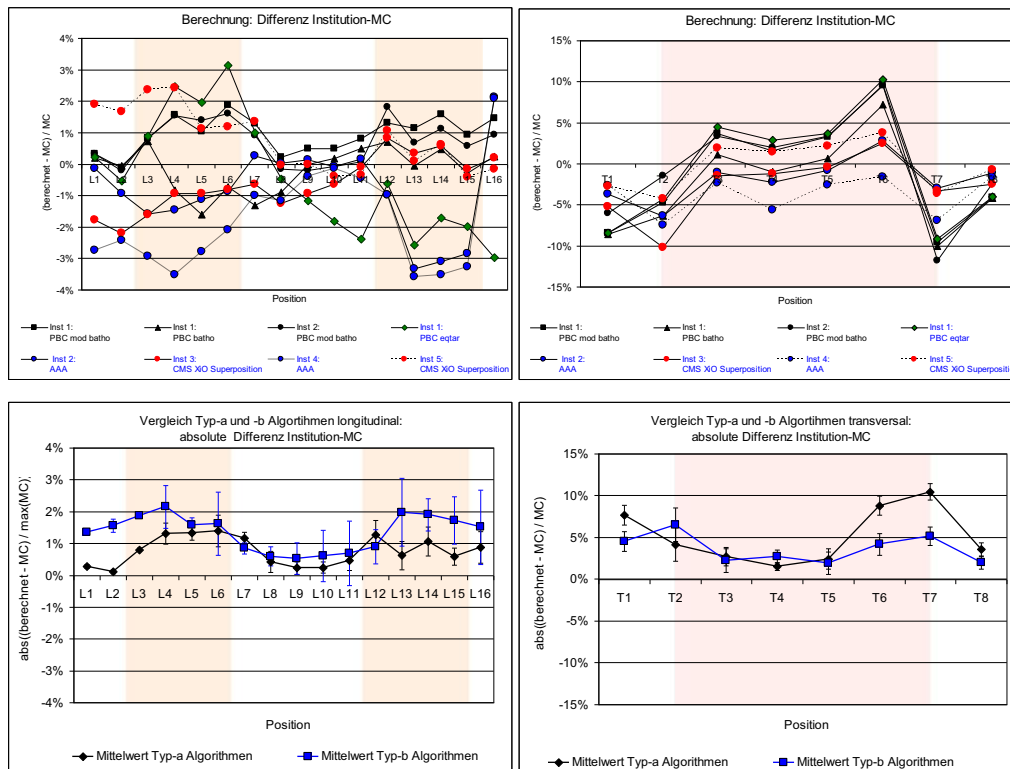


Abb. 5.7.4.2.a.: Typ-a Algorithmen sind in allen vier Diagrammen mit schwarz ausgefüllten Symbolen versehen. Erste Reihe: Vergleich der Rechenalgorithmen. Zweite Reihe: Mittelwerte der bezüglich des Berechnungstyps gruppierten Algorithmen, zusammen mit deren Standardabweichungen. Links: Messpunkte längs des Strahlenganges. Rechts: Messpunkte quer zum Strahlengang.

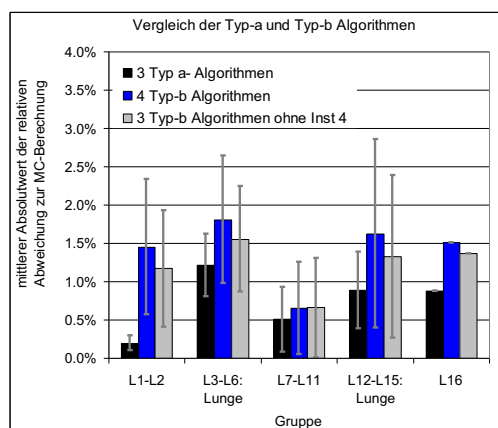
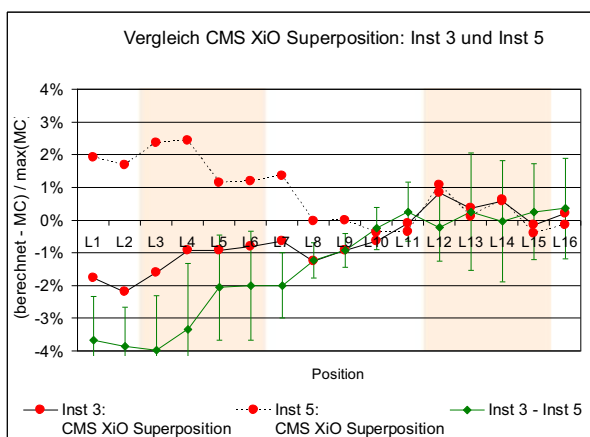
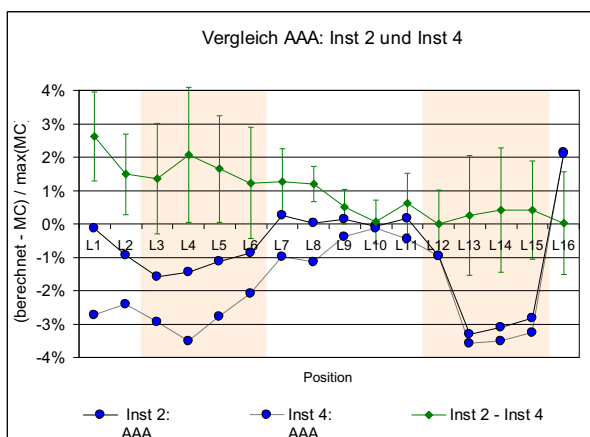
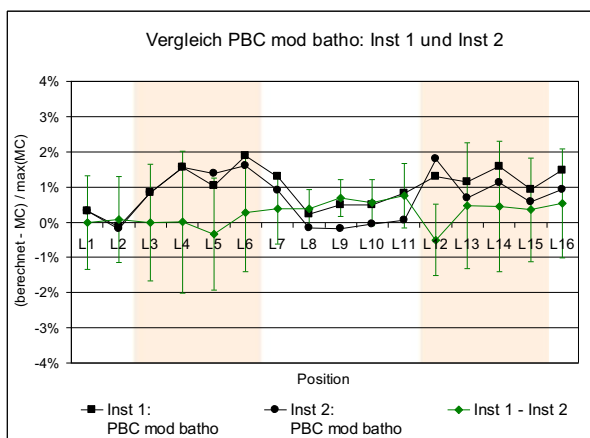


Abb. 5.7.4.2.b.: Absolutbeträge der Abweichungen für die bezüglich der Dichte des umgebenden Gewebes und des Berechnungstyps gruppierten Messpositionen L1 bis L16.



Im Folgenden werden Berechnungen von jeweils zwei Institutionen verglichen, die denselben Algorithmus verwendet haben.

Es dürfte erwartet werden, dass die Übereinstimmung der berechneten Dosen besser als die durchschnittliche Übereinstimmung aller Berechnungen ist, dass die Differenz der berechneten zwei Dosiswerte also klein ist im Vergleich zur Standardabweichung aller sieben Berechnungen. Aus den in der Abbildung 5.7.4.2.c. dargestellten Diagrammen ist jedoch ersichtlich, dass dies bestenfalls für den PBC mod batho-Algorithmus zutrifft: Das über die Positionen L1 bis L16 gemittelte Verhältnis zwischen der Differenz und der Standardabweichung aller sieben Berechnungen beträgt 0.38. Die analogen Werte des AAA- und des CMS XiO Superpositionalgorithmus liegen bei 0.79 und 1.25.

Abb. 5.7.4.2.c.: Vergleich von Berechnungen, die mit demselben Algorithmus durchgeführt wurden. Die Fehlerbalken beziehen sich auf die Standardabweichung aller sieben Berechnungen.

Bei der mit dem AAA und dem CMS XiO Superposition-Algorithmus durchgeführten Berechnung fällt auf, dass die korrespondierenden Punktdosen mit zunehmender Tiefe des Strahlenganges besser übereinstimmen. Die Ursache kann aber nicht in einem durch die Strahlenqualität bedingten divergierenden Absorptionsverhalten liegen, denn die $\text{TPR}_{20,10}$ -Werte der am Pilotversuch teilnehmenden Institutionen stimmen sehr gut überein (0.671 ± 0.005).

Der Pilotversuch zeigt schliesslich, dass auch im Rahmen des IMRT-Dosimetrievergleiches trotz Verwendung identischer Rechenalgorithmen mit unterschiedlich guten Übereinstimmungen zwischen den Messungen und Berechnungen zu rechnen sein wird.

5.7.4.3. Filmdosimetrie

Das gewählte Prozedere für die Filmdosimetrie hat sich als fehleranfällig und somit nicht praktikabel erwiesen. In mehr als der Hälfte der Fälle war eine Auswertung bestenfalls eingeschränkt möglich. Eine Diskussion der Messresultate ist deshalb nicht möglich.

5.7.4.4. Schlussfolgerungen für den IMRT-Dosimetrievergleich

Ziele der Kooperation mit der Abteilung für Medizinische Strahlenphysik der Universität Bern waren:

- Validierung der TLD- und Film-Messungen im CIRS-Thorax-Phantom
- Test der Anweisung, die in angepasster Form für den IMRT-Dosimetrievergleich verwendet wird
- Aufdecken von Schwachstellen organisatorischer und messtechnischer Art

Es konnten die folgenden Erkenntnisse gewonnen werden:

- Die Anweisung muss detailliert und klar formuliert sein. Eine zusätzliche telefonische Kontaktnahme der Dosimetriestelle mit der beteiligten Institution vermeidet Fehlbestrahlungen und spart auf beiden Seiten Zeit.
- Die Zuverlässigkeit von TLD-Messungen auch im Lungenphantom konnte belegt werden. Andere Gruppen [5] haben TLD-Messungen mit demselben lungenäquivalentem Material von CIRS durchgeführt, das auch im CIRS-Thorax-Phantom Verwendung findet. Messungen mit 6 MV und einer Feldgrösse von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ergaben eine mittlere Abweichung zwischen TLD-Messung und MC-Berechnung von $-0.3 \% \pm 1.3 \%$ (1 Standardabweichung) und haben so die Zuverlässigkeit von TLD als Referenzdetektoren im Lungenmaterial ebenfalls bewiesen.
- Das gewählte Prozedere der Filmdosimetrie ist fehleranfällig und zeitaufwendig. Deshalb ist vorgesehen, den Institutionen Filme aus einer St.Galler Charge zur Verfügung zu stellen und die gesamte Auswertung, die Erzeugung eines Kalibrierfilmes eingeschlossen, in St.Gallen durchzuführen. Dieses Vorgehen berücksichtigt auch Institutionen, die zur Verifikation elektronische Flächendetektoren anstelle von Filmen verwenden. Zur quantitativen Beurteilung von Dosisberechnungen sind Filmmessungen nur eingeschränkt geeignet.

- Eine möglichst grosse Zahl an TLD-Messwerten unterstützt eine statistisch signifikante Beurteilung der Übereinstimmung zwischen Planung und Messung. Die TLD übernehmen so die Aufgabe eines zuverlässigen Flächendetektors, dessen Auflösung allerdings bedeutend schlechter als die von Filmen ist.
- Die Zahl der pro Messpunkt verwendeten TLD kann reduziert werden, ohne dass die Messgenauigkeit wesentlich leidet. Wird zudem der Abstand zwischen der Messebene und dem Isozentrum vergrössert, reduziert sich der Einfluss der TLD auf die Dosisverteilung in der Messebene: Bei einem Abstand von 5 cm liegt der Halbschatten eines aus zwei TLD gebildeten Stapels von 0.2 cm Höhe und 0.5 cm Durchmesser nur noch innerhalb von 4 cm in der Ebene der anderen TLD (Abbildung 5.7.4.4.).

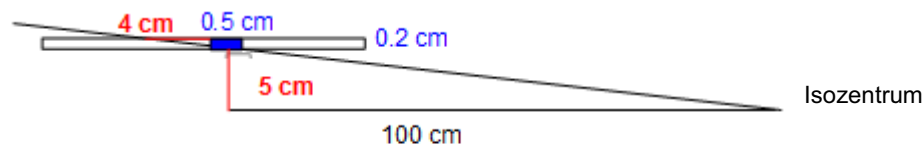


Abb. 5.7.4.4.: Halbschatten eines aus zwei TLD bestehenden Detektors bei einem Offaxisabstand der Messebene zum Isozentrum von 5 cm

- Eine Referenzbestrahlung im Phantom unter angenäherten Standardbedingungen liefert zusätzliche Informationen. Systematische Abweichungen, die auf die Maschinenkalibration oder den verwendeten Rechenalgorithmus zurückzuführen sind, können so identifiziert werden.
- Von den Institutionen im Normal- und Lungenbereich durchgeführte Ionisationskammermessungen bieten eine zusätzliche Hilfe zur Interpretation der Berechnungen und Messungen mit Filmen und TLD.

5.8. Durchführung des IMRT-Dosimetrievergleiches

In diesem Kapitel werden das Material, die Methoden und die wichtigsten Resultate des IMRT-Dosimetrievergleiches präsentiert. Darüber hinaus werden die Resultate von vier Institutionen, welche die Berechnungen sowohl mit dem Eclipse PBC modified Batho- als auch dem AAA-Algorithmus durchgeführt haben, einander gegenübergestellt. Die Algorithmen wurden bereits im Kapitel 5.7.3.2. vorgestellt. Eine Publikation mit weiteren Auswertungen ist in Arbeit (Stand: April 2009).

5.8.1. Ziel des IMRT-Dosimetrievergleiches

Der erste IMRT-Dosimetrievergleich der SGSMP verfolgt zwei wesentliche Ziele:

- Die Institutionen überprüfen die Rechengenauigkeit der interessierenden Dosisberechnungsalgorithmen auch in Medien unterschiedlicher Dichte, also in Normal-, Lungen- und Knochengewebe. (Als Normalgewebe wird im Folgenden Muskel- oder Weichteilgewebe bezeichnet, für welches wasseräquivalentes Material verwendet wird; siehe auch 5.5.6.). Die Bestrahlungstechnik ist freigestellt, IMRT wird aber nahegelegt. Einige Institutionen haben sich aus unterschiedlichen Gründen für die 3D-CRT-Technik entschieden. Eine Bestrahlung wurde mit dem ersten in der Schweiz installierten Tomotherapy-Gerät durchgeführt. Trotzdem wird für diesen Dosimetrievergleich die Bezeichnung „IMRT-Dosimetrievergleich“ verwendet.
- Der IMRT-Dosimetrievergleich dient als Test für die in Zukunft vorgesehenen Vergleiche. Die Messbedingungen sind entsprechend einfach gewählt.

5.8.2. Material und Methoden

Die gewählten Materialien und die Methoden entsprechen weitgehend jenen des Pilotversuches. Zusätzlich fließen die bei der Durchführung des Pilot-Versuches gewonnenen Erkenntnisse in die Planung des IMRT-Dosimetrievergleiches ein. Sie wurden im Kapitel 5.7.4.4. dargestellt.

Da der IMRT-Dosimetrievergleich periodisch alle zwei bis drei Jahre wiederholt werden soll, ist er so konzipiert, dass auf veränderte Fragestellungen mit wenigen Anpassungen reagiert werden kann. Dem **Anhang zu 5.8.** am Ende der Arbeit (Anweisung für den IMRT-Dosimetrievergleich) können detaillierte Informationen zum Messaufbau und zur Bestrahlung entnommen werden. An dieser Stelle werden die wesentlichen Unterschiede zum Pilotversuch aufgeführt.

5.8.2.1. Messmittel

Neben TLD- und Filmmessungen, welche von der zentralen Dosimetriestelle ausgewertet werden, sind Ionisationskammernmessungen vorgesehen. Dazu verwenden die Institutionen ihre eigenen Messmittel. Da die TLD-, Ionisationskammer- und Filmmessungen – auf die jeweilige Lage des Isozentrums bezogen – in derselben transversalen Ebene durchgeführt werden, ist ein Quervergleich zwischen den verschiedenartigen Messmethoden möglich.

TLD

Eine Standardschicht ist mit 54 Bohrungen von 2 mm Tiefe und 5 mm Durchmesser versehen, die je 2 TLD-Discs aufnehmen können. Über sieben teilweise für die Planung verwendete Strukturen sind 5 bis 11 TLD-Messpositionen verteilt. In der Abbildung 5.8.2.1. sind die zu einer Gruppe gehörenden Messpositionen jeweils mit derselben Farbe gekennzeichnet.

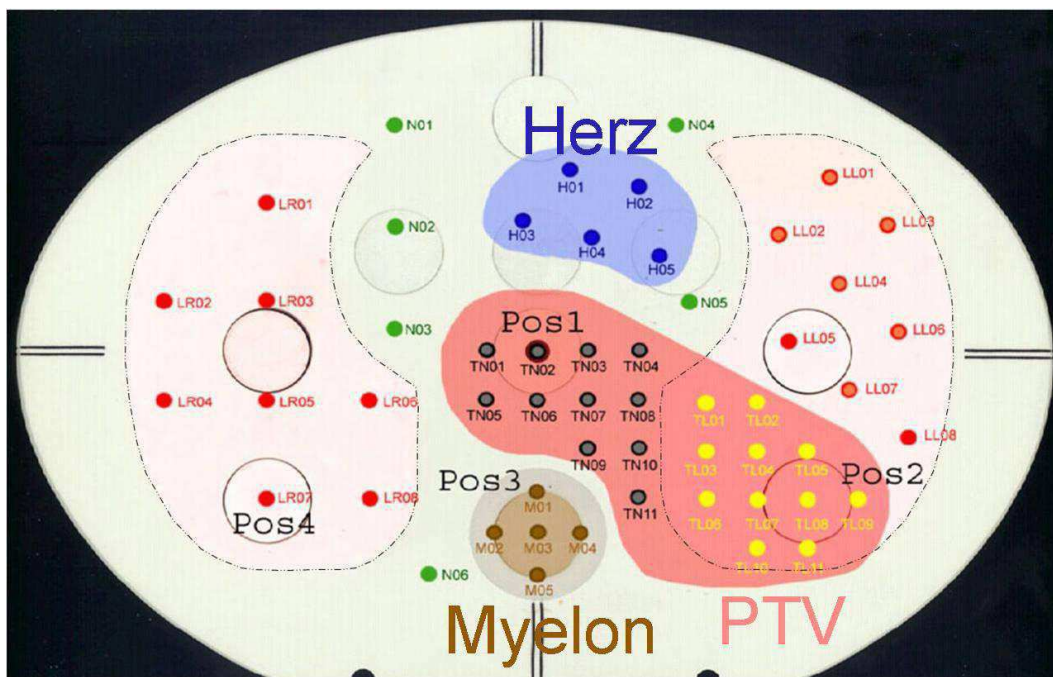


Abb. 5.8.2.1.: Phantomplatte mit den Planungsstrukturen und Messpositionen der TLD.

Das PTV weist eine Querschnittsfläche von gegen 70 cm^2 auf und deckt etwa gleich grosse Teile des Normal- und des Lungengewebes ab. Dank der Grösse des PTV können die TLD so verteilt werden, dass sie nicht in Bereiche starker Dosisgradienten fallen sollten. Dadurch würde eine Interpretation der Messresultate erschwert. Zudem erlaubt die Zahl von je 11 Messpositionen zuverlässige Aussagen über die Dosisabdeckung sowohl im Normal- als auch im Lungengewebe des PTV.

Tumoren im Lungenbereich weisen im Allgemeinen eher die Dichte von Normalgewebe auf. Unter diesem Gesichtspunkt widerspricht der Messaufbau der klinischen Realität.

Filme

Die EDR2-Filme werden von der Dosimetriestelle zur Verfügung gestellt. Damit der Bereich der annähernd linearen Dosisantwort besser ausgenutzt wird, bestrahlen die Institutionen die Filme mit dem Patientenplan zweimal. Ein Film aus derselben Charge wird in St.Gallen mit der in Abbildung 5.6.1.2. gezeigten Kalibriersequenz ebenfalls zweimal bestrahlt. Die Dosis, die einem Feld des Kalibrierfilmes zugeordnet wird, bleibt dadurch unverändert. Die von den Institutionen bestrahlten Filme werden zusammen mit dem Kalibrierfilm entwickelt und eingescannt.

Die in St.Gallen betriebene Filmdosimetrie erlaubt lediglich eine Bestimmung der relativen Dosisverteilung. Zur Gewinnung der absoluten Dosiswerte werden zwei Wege beschritten:

- Beim Vergleich der gemessenen mit der berechneten Dosisverteilung mittels des Programms „Verisoft“ wird die gemessene Dosisverteilung so skaliert, dass die durchschnittliche Übereinstimmung mit der Berechnung optimal ist.
- Im Rahmen der Auswertung werden aus Filmmessungen gewonnene Dosisprofile mit berechneten Dosisprofilen und TLD-Messungen verglichen. Zur Skalierung der Filmprofile werden dabei die Messwerte der auf den Profilen liegenden TLD-Positionen verwendet.

Ionisationskammer

Für die Bestrahlung unter Standardbedingungen ist die Position „Pos1“ vorgesehen. Sie befindet sich im Normalgewebe des PTV und liegt 10 cm unterhalb der Eintrittsstelle des Stehfeldes (siehe auch Kapitel 5.6.2.2.). Die Ionisationskammermessungen werden an den Positionen „Pos1“, „Pos2“, „Pos3“ und „Pos4“ durchgeführt (Abbildung 5.8.2.1.). „Pos1“ liegt im Normal-, „Pos2“ im Lungengewebe des PTV. An allen vier Positionen werden auch TLD-Messungen durchgeführt.

Die Institutionen dokumentieren die mit der Ionisationskammer gewonnenen Messresultate im Fragebogen zum Dosimetrievergleich. Ein Beispiel eines ausgefüllten Fragebogens befindet sich im Anhang zu 5.8.2. (Questionary).

5.8.2.2. Konturierung der Planungsstrukturen

Zwei aus Plexiglas gefertigte Konturschichten sind mit den Umrissen der für die Planung benötigten Strukturen versehen: das PTV, beide Lungen, das Herz und das Myelon (Abbildung 5.8.2.2.). Sie bilden die longitudinalen Endplatten des Phantoms. Der Verlauf der Strukturen zwischen den Konturschichten ergibt sich durch Interpolation zwischen den Strukturen, die in den Endschichten eingezeichnet wurden. Während beide Lungen und das Myelon die gesamte Länge des Phantoms einnehmen, sind das Herz und das PTV zentral um den transversalen Schnitt mit den Messmitteln angelegt und weisen eine Länge von 8 cm auf.

Das Isozentrum liegt 5 cm offaxis über der Ebene, die dosimetrisch erfasst wird.



Abb. 5.8.2.2.: Am Phantom montierte Konturschicht.

In der Position „Pos4“ ist eine Ionisationskammer-Messung vorbereitet.

Alle Messungen werden in der zentralen Ebene des PTV durchgeführt. Da die Planungsstrukturen entlang der z-Achse invariant sind, ist in dieser Richtung kaum mit nennenswerten Dosisgradienten zu rechnen, und leichte Positionierungsfehler des Phantoms in der z-Richtung sollten keinen messbaren Einfluss auf die Messwerte ausüben.

5.8.2.3. Bestrahlung unter angenäherten Standardbedingungen

In 5.6.6. wurden Basismessungen zur Kontrolle der Absolutdosimetrie mittels Messungen im Thoraxphantom vorgestellt. Messmittel waren Ionisationskammersysteme und TLD, die im „Miniphantom“ untergebracht waren (Abbildung 5.6.6.2.).

Für die Berechnung der Anzahl MU, die an den Positionen der TLD und der Ionisationskammer für möglichst genau 2.000 Gy erforderlich sind, verwenden die Teilnehmer denselben Rechenalgorithmus, der auch zur Berechnung des Bestrahlungsplanes eingesetzt wird (→ **Anhang zu 5.8.**: Anweisung für den IMRT-Dosimetrievergleich; 6.1. Absolute dosimetry planning). Neben der an den Positionen der TLD beziehungsweise der Ionisationskammer anfallenden Dosis notieren die Institutionen zusätzlich jene Dosis, die bei der Applikation derselben Anzahl MU unter Kalibrationsbedingungen in Wasser resultieren würde. Damit können aus den Messwerten nicht nur Rückschlüsse auf systematische Abweichungen gezogen werden, die bereits unter einfachen geometrischen Bedingungen in einer wasseräquivalenten Umgebung auftreten, sondern auch auf die Kalibration des Beschleunigers. Dies wird am Beispiel von TLD-Messungen verdeutlicht. Es seien:

D_m	der TLD-Messwert
D_s	die von der Institution berechnete Solldosis am Ort der Messung
N_p	die mit dem Planungssystem für das Phantom berechnete Anzahl der MU, welche zur Erreichung von möglichst genau 2.000 Gy erforderlich ist
D_w	die von der Institution angegebene Dosis, welche unter Standardbedingungen mit N_p MU in Wasser appliziert würde
$k_{p \rightarrow w}$	der Konversionsfaktor aus 5.6.6.3. Für TLD-Messungen und eine Strahlenenergie von 6X beträgt er 1.01, für Messungen mit der Ionisationskammer 1.00. Mittels dieses Faktors kann aus der im Phantom gemessenen Dosis auf die Dosis ge-

geschlossen werden, welche unter Kalibrationsbedingungen in Wasser resultieren würde.

Die Abweichung des Ausdrucks D_m/D_s von eins ist ein Mass für den integralen, systematischen Fehler der gesamten Behandlungskette. Systematische Fehler können zum Beispiel bei der Akquisition des Bilddatensatzes, der Dosisberechnung mit dem Planungssystem, der Maschinenkalibration und der TLD-Messung selbst einfließen. Soll der integrale, systematische Fehler von den TLD-Messwerten entkoppelt werden, bietet sich $(D_m/D_s)^{-1}$ als Korrekturfaktor an.

Die Kontrolle des Maschinenoutputs muss Teil jedes Dosimetrievergleiches sein. Denn dadurch kann der fundamentalste Fehler, nämlich eine Abweichung in der Maschinenkalibration, aufgedeckt werden [61]. Das Produkt aus $k_{p \rightarrow w}$ und D_m entspricht nun der Dosis, die der Beschleuniger unter Kalibrationsbedingungen mit N_p MU in Wasser deponieren würde. Entsprechend nimmt der Term $(k_{p \rightarrow w} \times D_m) : (D_w)$ bei korrekter Kalibration des Beschleunigers den Wert eins an. Für die Ionisationskammermessungen gelten analoge Überlegungen. Die Maschinenkalibration wird so durch zwei unabhängige Messungen kontrolliert.

Swinnen et al. bestimmten mit einer Ionisationskammermessung einen Korrekturfaktor, der das von Wasser leicht abweichende Abschwächungsverhalten des Phantommaterials berücksichtigt. Für 6X wird ein Wert von 1.008 angegeben [61]. Diese Messung erlaubt zwar eine Beurteilung der Maschinenkalibration, systematische Fehlerquellen werden hingegen – im Gegensatz zum hier gezeigten Prozedere – durch dieses Vorgehen nicht berücksichtigt.

Im Rahmen des Dosimetrievergleiches wird der Korrekturfaktor $(D_m/D_s)^{-1}$ auf die TLD-Messwerte angewandt, wenn dadurch eine bessere Übereinstimmung zwischen den angegebenen und den gemessenen Dosen erreicht werden kann. Der Grund für dieses scheinbar willkürliche Vorgehen liegt im Fehler des Korrekturfaktors selber. Auf die Genauigkeit von TLD-Messungen wurde bereits in 5.3.3. eingegangen. Liegt der Fehler der Korrektur im Bereich der Korrektur selber, ist es durchaus möglich, dass die korrigierten Messwerte eine schlechtere Übereinstimmung mit den angegebenen Dosen aufweisen als die unkorrigierten Messwerte. Im Zweifelsfall erhalten die Institutionen eine Auswertung mit und eine ohne Korrektur der systematischen Abweichungen. Für die hier präsentierte Auswertung aller Institutionen werden allerdings die unkorrigierten TLD- und Ionisationskammer-Messungen verwendet.

5.8.2.4. IMRT- oder 3D-CRT-Plan

Die Constraints, d. h. die an die Planungsstrukturen gekoppelten Bedingungen an die Dosisverteilung, wurden in Anlehnung an das SAKK-Protokoll 16/00 festgelegt [96]. Die Anforderungen an die Schonung der kritischen Organe wurden hingegen so erhöht, dass sie ohne Anwendung der IMRT-Technik nur schwerlich zu erfüllen sind:

PTV:	2 Gy
Myelon:	< 1.5 Gy
Beide Lungen, ohne PTV:	< 20% des Lungenvolumens erhält > 0.7 Gy
Herz:	< 1.1 Gy

Die im PTV mit TLD und der Ionisationskammer durchgeführten Messungen sind bei der Auswertung von besonderer Bedeutung: Die verschriebene Dosis von 2 Gy muss sowohl im Normal- als auch im Lungengewebe des PTV appliziert werden. Wie bereits erwähnt, stehen in beiden Teilstrukturen des PTV 11 TLD-Messpositionen und eine Position für Ionisationskammermessungen zur Verfügung. Unabhängig von systematischen Abweichungen sollte der auf die verschriebene Dosis bezogene Unterschied zwischen Messung und Berechnung, $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$, in beiden Teilgebieten des PTV denselben Wert annehmen. (Für TLD wird der Mittelwert aus 11 Messungen verwendet.) Bei der Differenzbildung zwischen den für das Normal- und das Lungengewebe berechneten Testgrößen kürzen sich systematische Abweichungen, wie zum Beispiel eine Abweichung in der Kalibration des Beschleunigers, wieder heraus. Der Unterschied der Testgrößen ist deshalb ein Mass, wie zuverlässig ein Rechenalgorithmus Inhomogenitäten berücksichtigt. Aufgrund der verschiedenartigen Messmethoden ist das Resultat dieses Vergleiches gleich doppelt abgestützt.

5.8.3. Resultate

5.8.3.1. Allgemeine Bemerkungen

Der IMRT-Dosimetrievergleich der SGSMP wurde in der Zeit vom Juli 2008 bis Februar 2009 durchgeführt. Alle 23 in der Schweiz tätigen radio-onkologischen Institutionen nahmen am Vergleich teil. Dabei kamen 24 Bestrahlungsgeräte zum Einsatz. Fünf Institutionen führten die Dosisberechnung mit zwei verschiedenen Planungssystemen oder Rechenalgorithmen durch. Als Basis diente dabei jene Feldfluenz, welche am Phantom appliziert und dosimetrisch erfasst wurde. Zwei Institutionen nahmen zweimal am Dosimetrievergleich teil, wobei sie unterschiedliche Typen von Bestrahlungsgeräten oder Bestrahlungstechniken einsetzten. Insgesamt ergaben sich 30 auswertbare Kombinationen zwischen Planung und Bestrahlung, die im Folgenden aber als unabhängig voneinander behandelt werden. Einige Parameter konnten aus verschiedenen Gründen weniger als 30 Mal ausgewertet werden.

Mehrere Institutionen, u. a. solche, welche anfangs 2009 die IMRT-Rotationsbestrahlung einführten, haben den IMRT-Dosimetrievergleich ein zweites Mal angefordert. Die entsprechenden Auswertungen finden hier keine Berücksichtigung.

Die praktische Durchführung des Dosimetrievergleiches am Bestrahlungsgerät stellt beträchtliche Anforderungen an die Aufmerksamkeit der Teilnehmenden. So muss das Phantom je nach verwendetem Messmittel umgebaut und in longitudinaler Richtung so verschoben werden, dass der Messort des Messmittels in der longitudinalen Mitte des bestrahlten Volumens zu liegen kommt. Das einfache Stehfeld muss zweimal, der IMRT-Plan mindestens fünfmal abgestrahlt werden. Schon die reine Strahlzeit beträgt deshalb über eine Stunde. Trotzdem musste keine Bestrahlung infolge von Fehlbestrahlungen oder Missverständnissen zwingend wiederholt werden. Dies spricht für die Achtsamkeit und Zuverlässigkeit der Teilnehmenden, aber auch für die Klarheit der dafür recht umfangreich ausgefallenen Anweisung.

Die TLD-Dosimetrie hat sich als fehlerrobust erwiesen und lieferte bei allen Institutionen plausible Resultate. Bei mehreren Institutionen konnte dagegen das die Dosisverteilung beschreibende DICOM-File (engl.: *Digital Imaging and Communications in Medicine*) mit der aktuellen Version 3.1. des Programms „Verisoft“ nicht eingelesen werden, was eine Auswertung der Filmmessungen verunmöglichte. Einige Institutionen führten aus unterschiedlichen Gründen keine Bestrahlung unter Standardbedingungen durch.

Im Einverständnis mit allen Teilnehmenden werden die Resultate in Korrelation zum verwendeten Rechenalgorithmus veröffentlicht. Dadurch gewinnt die Auswertung erheblich an Aussagekraft. Die Institutionen geben allerdings ein Teil der Anonymität preis, insbesondere dann, wenn das verwendete Planungssystem kaum verbreitet ist. Den Teilnehmenden sei an dieser Stelle umso herzlicher für ihre Offenheit gedankt.

Resultate, welche die Erfüllung der Constraints und die Messungen der Strukturvolumina betreffen, werden an anderer Stelle publiziert. Dasselbe gilt für die Resultate der im „Miniphantom“ abgestrahlten Stehfelder.

Der für den Dosimetrievergleich gewählte Messaufbau prädestiniert Typ-b Algorithmen gegenüber Typ-a Algorithmen. Trotzdem werden die Resultate dieses Dosimetrieverglei-

ches die verbreitete Überzeugung belegen, dass ausserhalb von Inhomogenitäten auch mit Typ-a Algorithmen zuverlässige Berechnungen möglich sind. Die im Lungenbereich auftretenden grösseren Abweichungen erlauben somit keinerlei Rückschlüsse auf die Qualität der erreichten Dosimetrie.

Ein Beispiel des Reports, dem die Institutionen die Resultate ihres Dosimetrievergleiches entnehmen konnten, befindet sich im „Anhang zu 5.8.3.: Report“.

5.8.3.2. Messungen in allen sieben Strukturen

In der Tabelle 5.8.3.2. sind statistische Angaben zur Anzahl der verwendeten Rechenalgorithmen und Bestrahlungstechniken aufgeführt. Als Kenngrösse für die Übereinstimmung zwischen Berechnung und Messung dient der aus der angegebenen Dosis D_s , der gemessenen Dosis D_m und der verschriebenen Dosis $D_{\text{prescribed}}$ gebildete Ausdruck $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$.

Es hat sich gezeigt, dass bei 3D-CRT-Plänen die Dosisgradienten an den Feldrändern bedeutend stärker ausgeprägt sind als bei den anderen Bestrahlungstechniken. Bei 3D-CRT-Plänen wurden deshalb Messwerte, die an einem Feldrand gewonnen wurden und mehr als 5 % von der angegebenen Dosis abweichen, von der Auswertung ausgeschlossen.

Tabelle 5.8.3.2. Linke Spalten: Statistische Angaben zur Anzahl der verwendeten Rechenalgorithmen und Bestrahlungstechniken. Rechte Spalten: Relative Abweichungen zwischen Dosisberechnung D_s und TLD-Messung D_m . Die verschriebene Dosis $D_{\text{prescribed}}$ beträgt 2 Gy.

		# Vergleiche			gemittelte TLD-Messungen: $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ [%]						
	Algorithmus	3D-CRT	dyn. IMRT	stat. IMRT	PTV: Normalgewebe	PTV: Lungengewebe	linke Lunge	rechte Lunge	Normalgewebe	Herz	Myelon
Typ a	Eclipse PBC		7	2	-1.4	-5.4	-1.7	-0.7	-0.3	-0.8	-2.3
	KonRad PB			1	-0.4	-8.7	-4.7	-2.4	-1.4	-3.5	-2.3
	Prec.Plan int. alg.			1	-0.5	-4.9	-4.5	-3.3	-1.5	-0.4	1.7
	Ecl. PBC eTAR	1			0.5	-3.8	1.2	-1.5	1.0	1.6	0.4
	Mittelwert Typ-a	-	-	-	-1.1	-5.5	-1.9	-1.1	-0.4	-0.8	-1.7
Typ b	Pinnacle CCC	2		4	0.8	-0.5	0.8	0.1	0.7	0.5	-0.2
	Eclipse AAA		4	1	-1.5	-1.5	-0.9	-0.5	-0.5	-0.4	-1.4
	MasterPlan CCC	3		1	1.8	2.1	0.0	1.2	0.7	0.4	1.5
	XiO-MSD			2	0.0	-0.2	1.1	0.4	-0.6	-1.7	2.9
	Tomotherapy CS		1		-1.3	-4.2	0.8	-1.2	-0.6	0.4	-0.7
	Mittelwert Typ-b	-	-	-	0.1	-0.4	0.2	0.2	0.2	0.0	0.1

Werden alle TLD-Messungen in die Auswertung eingeschlossen, beträgt die mittlere absolute Differenz zwischen Berechnung und Messung für die Typ-a Algorithmen 3.0 ± 2.7 %, für die Typ-b Algorithmen 1.9 ± 1.9 %. Für Regionen ausserhalb der Lungenstrukturen ergeben sich Werte von 2.2 ± 2.2 % und 1.9 ± 1.8 %. In einem homogenen Medium rechnen Typ-a Algorithmen also genauso zuverlässig wie Typ-b Algorithmen.

Die in der Tabelle angeführten Abweichungen beziehen sich auf die verschriebene Dosis von 2 Gy. Soll die auf die lokale Dosis bezogene Abweichung abgeschätzt werden, sind die folgenden Angaben hilfreich: Durchschnittlich wurden ausserhalb des PTV in der rechten Lunge, in der linken Lunge, im Normalgewebe, im Herz und im Myelon 0.79, 1.06, 0.93, 0.77 und 1.18 Gy berechnet. Ausserhalb des PTV sind die lokalen relativen Abweichungen also ungefähr doppelt so gross wie die in der Tabelle aufgeführten Abweichungen.

Die Abbildung 5.8.3.2. zeigt die aus den TLD-Messungen gewonnenen Werte von $(D_m - D_s)/D_{\text{prescr.}}$ für 30 Planungs-Bestrahlungs-Kombinationen. Die TLD-Messungen wurden über die jeweilige Struktur gemittelt. Das Akzeptanzkriterium von 5% definiert den maximalen Unterschied zwischen angegebener und gemessener Dosis, der noch keine weiteren Untersuchungen erfordert. Das Kriterium entspricht der klassischen ICRU-Empfehlung [53]. Bei den Typ-a Berechnungen haben es 75 von 84 Vergleichen (89 %) erfüllt. Werden die Messungen im Lungenbereich des PTV nicht berücksichtigt, sind es noch 69 von 72 Vergleichen (96 %). Bei den Typ-b Algorithmen haben 124 von 126 Vergleichen das Kriterium erfüllt (98.5 %). Zwei Vergleiche zeigen eine Abweichung zwischen 5 und 6 %.

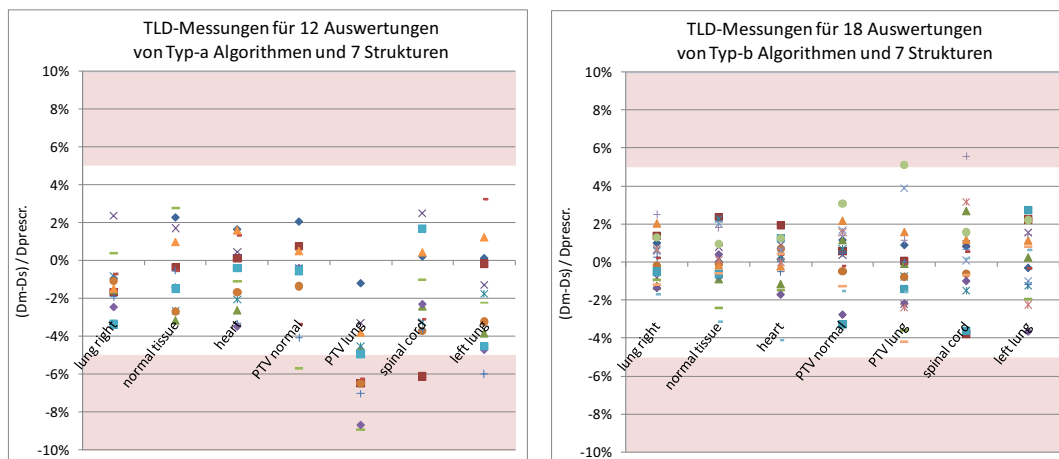


Abb. 5.8.3.2.: Aus den TLD-Messungen abgeleitete Werte von $(D_m - D_s)/D_{\text{prescr.}}$, separiert nach dem Typ des Rechenalgorithmus und der Struktur.

5.8.3.3. Messungen im Normal- und Lungengewebe des PTV

Wie bereits in 5.8.2.4. ausgeführt, können die im PTV mit TLD und Ionisationskammern durchgeführten Messungen herangezogen werden, um die Rechengenauigkeit eines Algorithmus in Anwesenheit von Inhomogenitäten zu beurteilen. In Abbildung 5.8.3.3. sind die Unterschiede der Testgrösse $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ für das Lungen- und das Normalgewebe des PTV dargestellt.

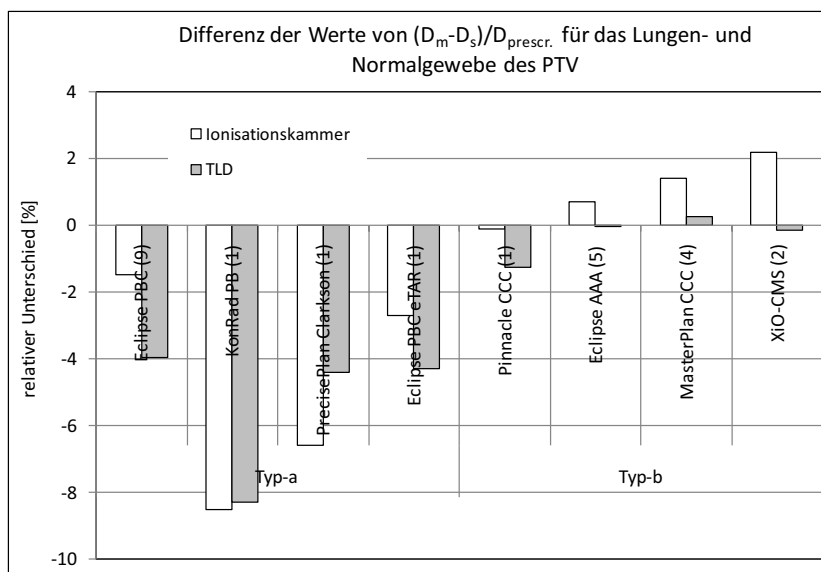


Abb. 5.8.3.3.: Differenz der Werte von $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ für das Lungen- und das Normalgewebe innerhalb des PTV, ausgewertet für TLD- und Ionisationskammermessungen. In Klammer ist die Anzahl der Auswertungen angegeben.

Sowohl die TLD- als auch die Ionisationskammermessungen widerspiegeln die Tendenz von Typ-a Algorithmen, die Dosis in der Lungenregion zu überschätzen. Eine statistische Auswertung mit dem Mann-Whitney-Test belegt auf der Basis der Daten beider Messmethoden, dass Typ-b Algorithmen die Dosis im Lungenbereich zuverlässiger berechnen als Typ-a Algorithmen ($p < 0.001$).

5.8.3.4. Vergleich von vier Eclipse PBC- und AAA-Auswertungen

Vier über das Varian Eclipse Planungssystem verfügende Institutionen führten die Dosisberechnungen sowohl mit dem PBC- als auch dem AAA-Algorithmus durch. Zur Berechnung der erforderlichen Anzahl MU verwendeten sie den PBC-Algorithmus. Die als „Institution 3“ bezeichnete Institution applizierte aus statischen Segmenten bestehende IMRT-Felder, die übrigen drei Institutionen betrieben dynamische IMRT.

Die mit dem PBC- und dem AAA-Algorithmus berechneten Dosisverteilungen werden im Folgenden mit der Messung verglichen.

Messungen im Normal- und Lungengewebe des PTV

Abbildung 5.8.3.4.a. zeigt eine Auswertung der TLD- und Ionisationskammermessungen, welche in Lungen- und Normalgewebe des PTV durchgeführt wurden. Analog zu vorher wird die Differenz der Kenngrößen $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ (Lunge) und $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ (PTV) dargestellt. Im grau hinterlegten Bereich des Diagramms können zudem die Mittelwerte über die vier Institutionen und die dazugehörigen Standardabweichungen (graue Balken) abgelesen werden.

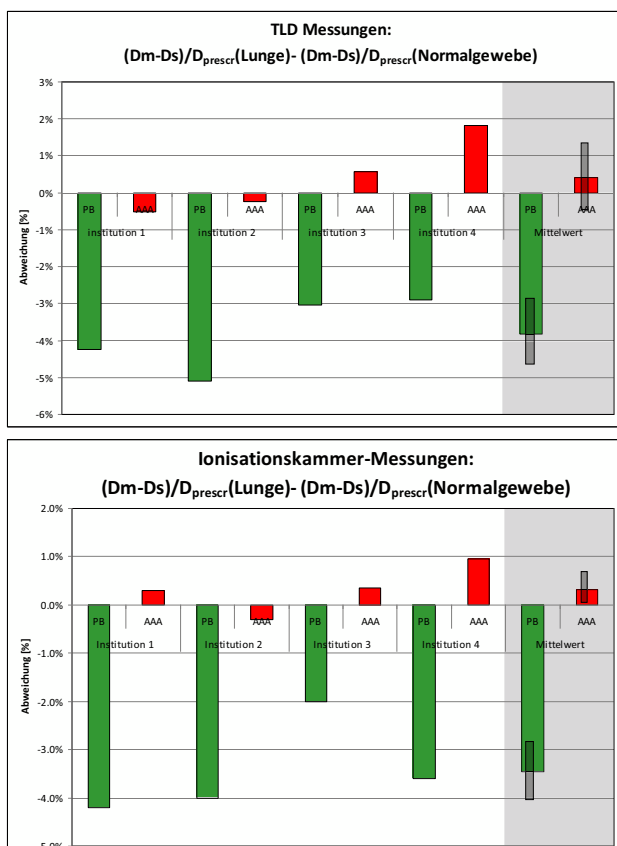


Abbildung 5.8.3.4.a.: PBC- und AAA-Berechnungen im Lungen- und Normalgewebe des PTV.

Die mit dem PBC-Algorithmus durchgeführten Berechnungen liegen im Lungengewebe etwa 3 bis 4 % über den TLD- und Ionisationskammer-Messwerten. Für die TLD-Messungen beträgt der mittlere relative Unterschied $3.8 \pm 0.9 \%$, für die Ionisationskammern $3.4 \pm 0.9 \%$. Die entsprechenden Werte der AAA-Berechnungen liegen bei $0.4 \pm 0.9 \%$ beziehungsweise $0.3 \pm 0.4 \%$. Die AAA-Berechnungen stimmen im Lungenbereich somit deutlich besser mit den Messungen überein.

Die Auswertung der Filmmessungen zeigt ein ähnliches Bild: Auf einer durch die TLD-Positionen LR04 und TL02 führenden Linie wurden relative Dosisprofile gewonnen und auf die innerhalb des PTV liegenden Messwerte der im Normalgewebe liegenden TLD-Positionen TN05 bis TN08 skaliert. Der Verlauf des Profils kann mit Hilfe der Abbildung 5.8.2.1. nachvollzogen werden.

Im Lungenbereich weicht die mit dem PBC-Algorithmus berechnete Dosis deutlich von den AAA-Berechnungen und den Werten der TLD- und Filmmessungen ab (Abbildung 5.8.3.4.b.).

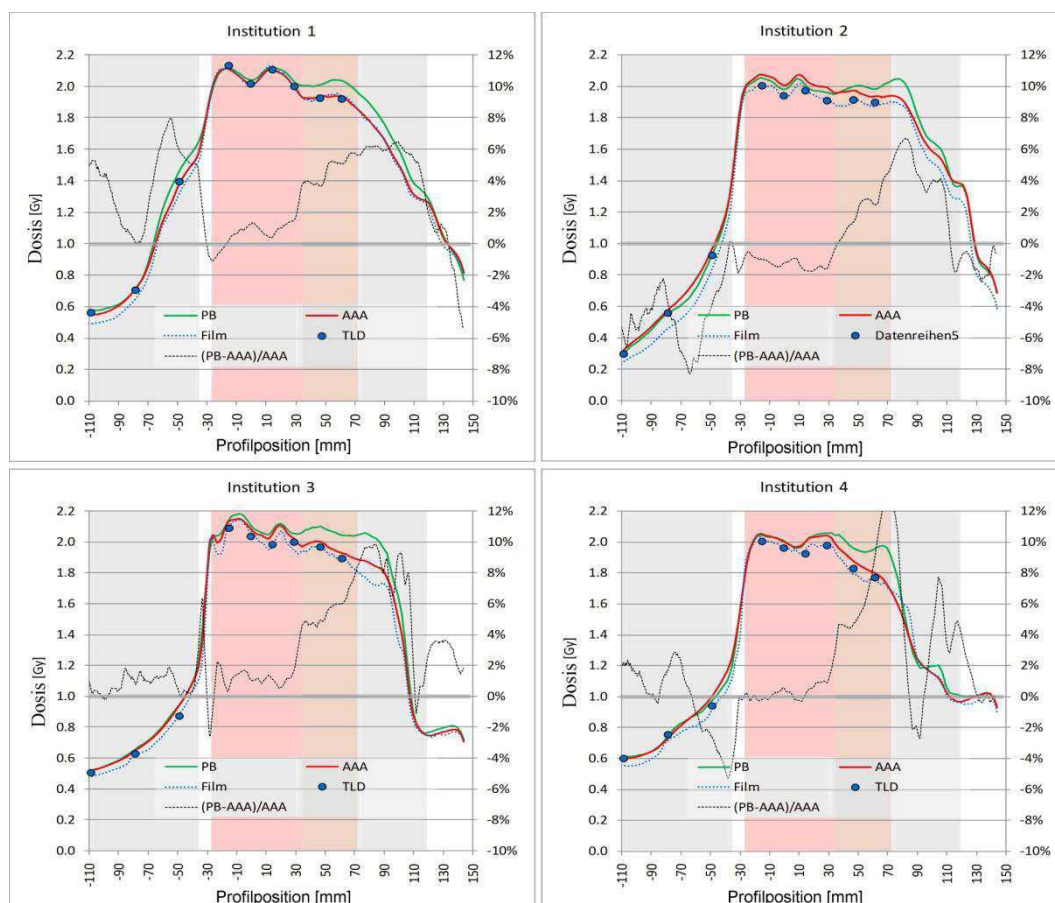
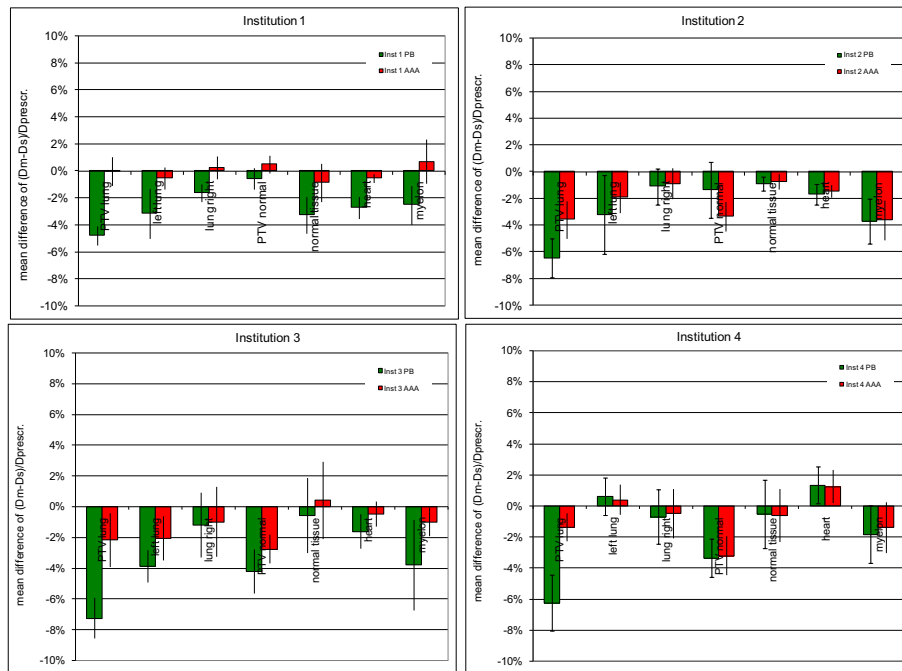
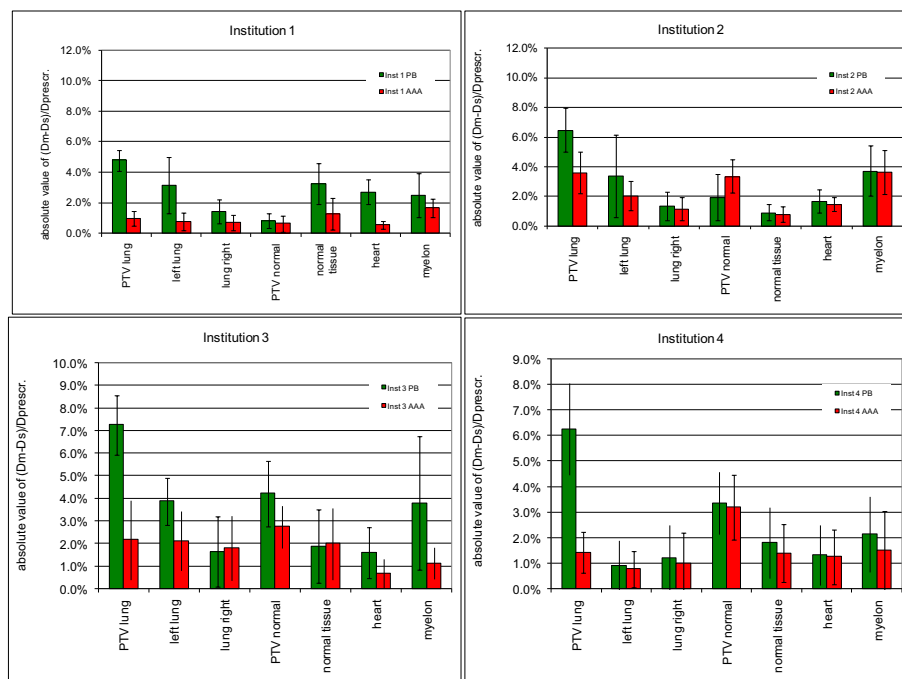


Abbildung 5.8.3.4.b.: TLD- und Filmmessungen vs. PBC- und AAA-Berechnungen auf Profilen durch das Lungen- und Normalgewebe des PTV. Der Nullpunkt stimmt mit der Position TN08 überein, liegt also genau zwischen den Lungenstrukturen.

Auswertung aller TLD-Gruppen

In der Abbildung 5.8.3.4.c. sind die über die einzelnen TLD-Gruppen gemittelten Werte von $(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}$ wiedergegeben. Wie in der folgenden Abbildung ist die Standardabweichung durch Fehlerbalken gekennzeichnet. Ausreisser sind in der Auswertung nicht berücksichtigt.

In 27 von 28 Fällen liegen die mit dem AAA-Algorithmus berechneten gemittelten Dosen näher bei den TLD-Messungen als die mit dem PBC-Algorithmus berechneten. Eine Auswertung der durchschnittlichen Werte von $|(D_m - D_s)/D_{\text{prescribed}}|$ zeigt in 25 von 28 Fällen zudem, dass die AAA-Berechnungen auch absolut besser mit der Messung übereinstimmen.

Abbildung 5.8.3.4.c.: Mittelwert von $(D_m - D_s)/D_{prescr}$.Abbildung 5.8.3.4.d.: Mittelwert des Absolutwertes von $(D_m - D_s)/D_{prescr}$.

Der AAA-Algorithmus liefert auch ausserhalb der Lungenstrukturen leicht bessere Resultate. Aufgrund der kleinen Unterschiede und der im Vergleich dazu beträchtlichen Standardabweichungen ist der Vorteil jedoch nicht signifikant, zumal sich die Unterschiede zwischen den Institutionen in derselben Grössenordnung bewegen.

5.8.3.5. Diskussion

Persönliche Gespräche haben gezeigt, dass einige Institutionen mit einem zusätzlichen Algorithmus experimentiert haben. Dabei waren sie sich durchaus bewusst, dass der Messaufbau die Fähigkeiten des interessierenden Algorithmus überfordert und im Bereich der Lungen mit entsprechend grossen Abweichungen zu rechnen ist. Unter den 30 Planungs-Bestrahlungs-Kombinationen kommen also auch solche „Experimente“ vor, die das Gesamtbild verschlechtern. Trotzdem hat der IMRT-Dosimetrievergleich überraschend gute Resultate ergeben. Dies ist keinesfalls selbstverständlich:

Die SGSMP führte im Jahre 1996 mit 20 Teilnehmenden einen Dosimetrievergleich mit einem halbzyklindrischen Mammaphantom durch [101]. Die Lunge bestand aus Kork der Dichte 0.23 g/cm^3 . Die verschriebene Dosis betrug 2.00 Gy. Sowohl im Lungen- als auch im Normalgewebe war eine signifikante Unterdosierung von -2.2 bzw. -4.1% feststellbar. Im Normalgewebe wurden Dosen zwischen 1.88 und 2.08 Gy, im Lungengewebe zwischen 1.80 und 2.10 Gy gemessen. Auch dieser Dosimetrievergleich hat aufgezeigt, dass zweidimensionale Algorithmen, in dieser Arbeit als Typ-a Algorithmen bezeichnet, im Lungengewebe grössere Abweichungen zur Messung aufweisen als die komplexeren dreidimensionalen Algorithmen.

Im Rahmen eines vom Radiological Physics Center (Houston, Texas) durchgeführten Dosimetrievergleiches mit einem Phantom des Hals-Nackenbereiches wurde die Akzeptanzgrenze bei 7 % [58] festgelegt. Etwa ein Drittel der Teilnehmenden (163) erfüllte das Kriterium nicht. Im Messpunkt des PTV lagen die mit TLD bestimmten Werte von D_m/D_s zwischen 0.78 und 1.13, wobei der Mittelwert 0.99 und die Standardabweichung 0.08 betrug. Allerdings wurden nur vier Punkte kontrolliert, was Ausreissern erhebliches Gewicht verleiht und die dosimetrische Aussagekraft dadurch reduziert.

Diese Beispiele zeigen, dass die von den radioonkologischen Institutionen der Schweiz betriebene Bestrahlungsplanung in den letzten 10 Jahren beträchtliche Fortschritte erzielt hat und auch einen internationalen Vergleich nicht zu scheuen braucht.

An dieser Stelle sei allen Personen gedankt, die zum Gelingen des Dosimetrievergleiches beigetragen haben. Besonders hervorgehoben seien jene Kolleginnen und Kollegen, die bereits am Pilotversuch teilgenommen haben. Ihre Mitwirkung hat geholfen, lästige Fehlerquellen frühzeitig zu erkennen und auszumerzen. In Nachhinein können drei Punkte aufgezählt werden, die bei später stattfindenden Dosimetrievergleichen berücksichtigt werden sollten:

- Vor Beginn des DV muss klar kommuniziert werden, dass die verwendeten Algorithmen in der Auswertung aller Institutionen mitgeteilt werden.
- Die TLD-Messungen im Miniphantom haben teilweise unbrauchbare Korrekturfaktoren geliefert. Eventuell weisen die Kristalle eine vom Einfallswinkel der Strahlung abhängige Sensitivität auf. Die TLD werden im Mini-Phantom ja senk-

recht, im Phantom dagegen parallel zur Kreisfläche bestrahlt. Diese Unsicherheit ist Gegenstand weiterer Untersuchungen.

- Bei diesem Dosimetrievergleich wurde die aus Filmen gewonnene relative Dosisverteilung so skaliert, dass sie mit der berechneten Dosisverteilung – über die ausgewertete Fläche betrachtet – am besten übereinstimmt. Die Aussagekraft kann jedoch erhöht werden, wenn der im PTV liegende Skalierungspunkt mit einer Stelle übereinstimmt, an der die Algorithmen erfahrungsgemäss zuverlässig rechnen. Ein solcher Punkt kann zum Beispiel im Normalgewebe zwischen den Lungen liegen.

Kapitel 6

Topologische Methoden für einen objektiven Vergleich von Strukturen

6.1. Einleitung

Die korrekte Festlegung des PTV ist für eine erfolgreiche Behandlung von grosser Bedeutung. Beim Einzeichnen müssen drei Volumina berücksichtigt werden [98, 99]: Der Tumoranteil, der gesehen und auf den diagnostischen Bildern dargestellt werden kann, bildet das GTV (engl.: *gross tumor volume*). Die zweite Struktur folgt einem anatomisch-klinischen Konzept. Sie besteht aus dem GTV und einem zusätzlichen Saum, welcher die subklinische, sich in den Bildern nicht darstellende Tumorausbreitung umschliesst. Die Struktur wird als CTV (engl.: *clinical target volume*) bezeichnet. Im Falle einer kurativen Behandlung muss das CTV vollständig mit der verschriebenen Dosis abgedeckt werden. Neben bildgebenden Systemen, welche die Anatomie darstellen (CT und MR), werden zur Konturierung des Tumors immer häufiger auch PET-Bilder verwendet, die den im Vergleich zum gesunden Gewebe veränderten Stoffwechsel darstellen. PET-Bilder sind gerade beim Einzeichnen des CTV sehr wertvoll [100]. Das PTV (engl.: *planning target volume*) berücksichtigt zusätzlich die Unsicherheiten, welche durch den Planungsprozess und die Behandlung einfließen. Es handelt sich um ein geometrisches Konzept, das die Bestrahlung des gesamten CTV mit der verschriebenen Dosis zum Ziele hat.

Die korrekte Festlegung der verschiedenen Volumina stellt an den Radio-Onkologen höchste Ansprüche. Sie basiert auf anerkannten Regeln entsprechend dem jeweiligen Krankheitsbild [101]. Das Einzeichnen der Volumina kann zusätzlich durch eine mangelhafte Bildqualität erschwert werden. So stellt sich bei Patienten mit Hüftprothesen die Prostata in den CT-Bildern oft nur unklar dar.

Mit der Zielsetzung, das gesunde Gewebe zu schonen, erlauben die technischen Möglichkeiten der modernen Radiotherapie eine Verkleinerung des Sicherheitssaumes um das CTV. Fehler beim Konturieren führen deshalb im Vergleich zu früher verstärkt dazu, dass Teile des CTV nicht mehr mit der vollen therapeutischen Dosis versorgt werden, worunter die Tumorkontrolle leidet [100]. Die Festlegung der für die Planung relevanten Struk-

turen, insbesondere des PTV, muss deshalb Teil eines umfassenden Qualitätssicherungskonzeptes sein. Vordringliches Ziel ist ein klinikinterner Konsens beim Konturieren.

In diesem Kapitel werden topologische, auf der Boole'schen Algebra beruhende Methoden vorgestellt, die einen objektiven Vergleich von Strukturen ermöglichen. Sie wurden vom Autor im Rahmen der Prostata-Brachytherapie für die Konsensfindung beim Konturieren der Prostata entwickelt und gehen über einen einfachen Vergleich des umschlossenen Volumens hinaus, berücksichtigen also auch lokale Verschiebungen ansonsten identischer Strukturen. Eine Publikation ist in Arbeit. Im zweiten Teil der Arbeit wird das Konzept einer für die externe Radiotherapie der Prostata geplanten Studie beschrieben, welche den Wert von MR-Bildern beim Konturieren des PTV einschätzen soll.

6.2. Methoden

Die topologischen Methoden werden am Beispiel von $n = 5$ Strukturen A, B, C, D und E erklärt. (Für die fünf Einzeichnenden wird dieselbe Nomenklatur verwendet.) Sie sind aber auf beliebig viele Strukturen anwendbar. Bezeichnungen für Strukturen werden im Folgenden **fett**, deren Volumina in normaler Schrift notiert [102].

Zuerst wurden die Volumenanteile bestimmt, die zu mindestens 5, 4, 3, 2 und zu einer einzigen Struktur gehören: V_5' , V_4' , V_3' , V_2' und V_1' .

Bei 5 Strukturen **A**, **B**, **C**, **D** und **E** entspricht V_5' der Schnittmenge und V_1' der Vereinigungsmenge aller 5 Strukturen. Der Boole'sche Operator

$$(B \cap C \cap D \cap E) \cup (A \cap C \cap D \cap E) \cup (A \cap B \cap D \cap E) \cup (A \cap B \cap C \cap E) \cup (A \cap B \cap C \cap D) \quad (1)$$

beschreibt jenes Volumen V_4' , das zu mindestens vier der fünf Strukturen gehört: Der Term vereinigt die Schnittmengen aller möglichen Permutationen aus 4 der 5 vorliegenden Strukturen **A**...**E**. Analog wird V_3' durch die Vereinigungsmenge aller 10 möglichen Schnittmengen der Permutationen aus 3 der 5 Strukturen gebildet; usw.

Die Teilvolumina V_1 bis V_5 , deren Voxel zu genau 1, 2, 3, 4 oder 5 Strukturen gehören, lassen sich dann aus V_1' bis V_5' ableiten. Das Volumen V_4 zum Beispiel kann durch Differenzbildung aus V_4' und V_5' berechnet werden: $V_4 = V_4' \setminus V_5'$ (\setminus : „ohne“) und $V_4 = V_4' - V_5'$. Durch die indirekte Bestimmung der Volumina V_1 ... V_5 können Rundungsprobleme bei der Auswertung dünnwandiger Volumina umgangen werden.

Die Strukturen V_1 ... V_5 werden im Koinzidenzbild wiedergegeben (Abbildung 6.2.a.). Von gleich vielen Strukturen abgedeckte Bereiche sind schalenartig um die Schnittmenge aller Strukturen angeordnet. Die mittlere Trennlinie kann als „mediane Struktur“ aufgefasst werden: 2 Personen haben lokal mehr, 2 Personen weniger gezeichnet, wobei die Zusammensetzung der Zweiergruppen lokal variieren kann. Die mediane Struktur eignet sich zur Angabe von Dosiswerten, denn sie ist stabil gegenüber lokalen Abweichungen einzelner Strukturen. Im Falle einer geraden Anzahl eingezeichneter Strukturen ergibt sich die „mediane Struktur“ durch geometrische Mittelung der Strukturen $V_{n/2}$ und $V_{n/2+1}$. Strukturen stimmen dann gut überein, wenn ein grosser Anteil des insgesamt konturierten Volumens Teil der meisten Strukturen ist. In diesem Falle ist der Abstand der Begren-

zungsflächen von V_1' und V_5' , also der Vereinigungs- und der Schnittmenge der Strukturen, klein.

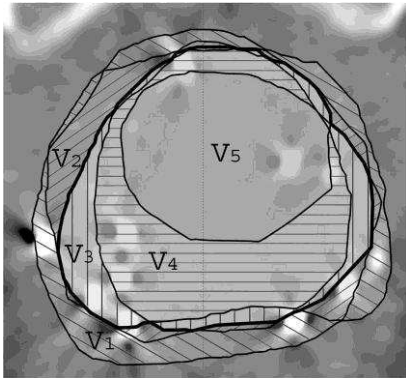


Abb. 6.2.a.: Koinzidenzbild von 5 Strukturen der Prostata. Die Begrenzungslinie der medianen Struktur ist durch eine dickere schwarze Linie hervorgehoben.

Die Anteile der Volumina $V_1 \dots V_5$ relativ zum gesamten konturierten Volumen (V_1') können im Koinzidenz-Histogramm (Abbildung 2) dargestellt werden. Ein Abszissenwert i/n und dessen Ordinatenwert p kann wie folgt interpretiert werden: p Prozent des insgesamt konturierten Volumens gehören zu genau i der betrachteten n Strukturen. Wird die Ordinate als Bruch bzw. prozentueller Anteil interpretiert, umfasst sie den Bereich von 0 bis 1 bzw. von 0 % bis 100 %, unabhängig von der Anzahl der eingezeichneten Strukturen.

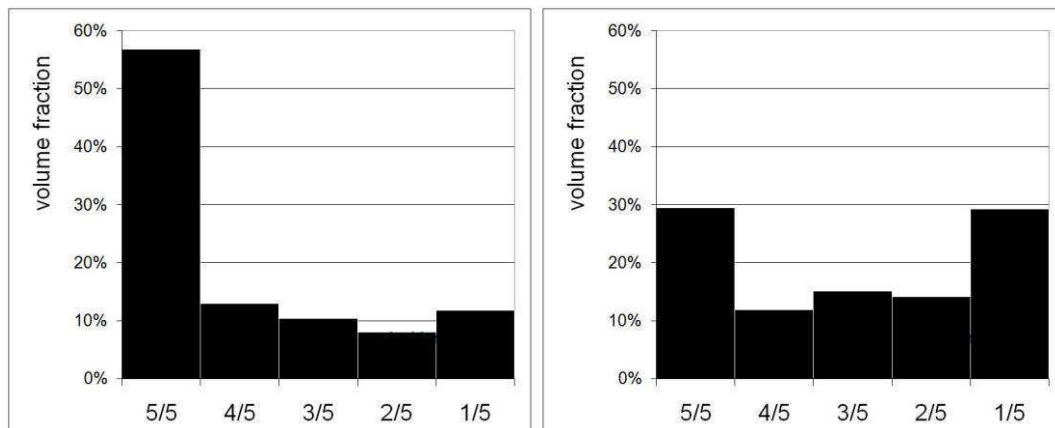


Abb. 6.2.b.: Koinzidenz-Histogramm gut übereinstimmender Strukturen (links) im Vergleich zu stärker abweichenden Strukturen (rechts). Links gehören 57 % des insgesamt konturierten Volumens zu allen Strukturen, 12 % werden jeweils von einer einzigen Struktur abgedeckt. Rechts betragen beide Kennzahlen jeweils 29 %.

Die Analogie zum in der Strahlentherapie verbreiteten (relativen) Dosis-Volumen-Histogramm [103, 104], wo der volumetrische Anteil gegen die Dosisabdeckung einer Struktur aufgetragen ist, wird somit augenfällig.

Die von Collier et al. [19] vorgestellte Methode berücksichtigt nur die Begrenzungslinien der Vereinigungs- und der Schnittmenge aller betrachteten Strukturen. Dadurch erhält eine einzelne, stark abweichende Struktur ein hohes Gewicht: Einerseits kann sie den

Bereich, der zu allen Strukturen gehört, stark verkleinern, andererseits den Bereich, der insgesamt von Konturen eingeschlossen ist, stark vergrössern. Dagegen berücksichtigt die in (2) definierte „Koinzidenzzahl“ C_V die relativen Anteile $V_i(\text{rel}) = V_i/V_1$ aller Teilstrukturen $V_1 \dots V_{n=5}$.

$$C_V = \frac{\sum_{i=1 \dots n} (i-1) \cdot V_i(\text{rel})}{(n-1)} \quad (2)$$

C_V nimmt – unabhängig von der Anzahl verfügbarer Strukturen – den Wert eins an, wenn alle n Strukturen deckungsgleich sind. Sind die Strukturen vollkommen elementfremd, beträgt deren Wert null. Bei einer teilweisen Übereinstimmung liegt der Wert der Koinzidenzzahl zwischen 0 und 1. Es lässt sich zeigen, dass der Wert von C_V genau 0.5 beträgt, wenn die relativen Volumenanteile $V_i(\text{rel})$ symmetrisch zwischen $1/n$ und n/n verteilt sind. Die Koinzidenzzahlen zu den beiden in Abbildung 6.2.2. angeführten Beispielen betragen 73.7 % (links) und 49.6 % (rechts).

Im speziellen Falle von $n = 2$ Strukturen **i** und **j** entspricht C_V dem Wert von $V_2(\text{rel})$, also dem relativen volumetrischen Anteil der Schnittmenge von **i** und **j** an der Vereinigungsmenge von **i** und **j**. Im Folgenden wird C_V beim Vergleich von zwei Strukturen als „paarweise Koinzidenz“ $C(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ bezeichnet. Der Operator „vol“ misst das Volumen einer Struktur:

$$C(i, j) = \frac{\text{vol}(i \cap j)}{\text{vol}(i \cup j)} \equiv \frac{c}{d}; d \geq c \quad (3)$$

$C(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ weist eine ähnliche Struktur auf wie der Dice Similarity Coefficient (DSC) [105], der ebenfalls als Mass für die topologische Übereinstimmung von zwei Strukturen dient, allerdings immer grösser oder gleich gross wie $C(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ ist:

$$\text{DSC}(i, j) \equiv \frac{2 \cdot \text{vol}(i \cap j)}{\text{vol}(i) + \text{vol}(j)} = \frac{2 \cdot c}{c + d} \geq \frac{2 \cdot c}{d + d} = \frac{c}{d} = C(i, j) \quad (4)$$

Die Variablen c und d wurden in (3) eingeführt. Bei vollständiger Übereinstimmung der verglichenen Strukturen nehmen beide Kenngrössen den Wert eins an. Bei völlig fehlender Koinzidenz beträgt der Wert null.

Mit Hilfe der Variablen c und d lässt sich leicht zeigen, dass zwischen DSC und $C(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ der folgende Zusammenhang besteht:

$$C(i, j) = \frac{\text{DSC}}{2 - \text{DSC}} \quad (5)$$

Zur Überprüfung der Übereinstimmung einer ausgewählten Struktur **i** mit den übrigen $n-1$ Strukturen eignet sich der aus (3) abgeleitete Ausdruck (6):

$$C(i) = \frac{1}{(n-1)} \cdot \sum_{j=1 \dots n}^{j \neq i} C(i, j) \quad (6)$$

Die „durchschnittliche paarweise Koinzidenz“ $C(i)$ misst die Übereinstimmung einer Struktur i mit den übrigen Strukturen. Wie die bereits vorgestellten Koinzidenzgrößen nimmt auch $C(i)$ Werte zwischen null bei vollkommen fehlender und eins bei vollständiger Koinzidenz an. Die Werte von $C(i,j)$ und $C(i)$ können in einer „Koinzidenzmatrix“ dargestellt werden. Zur Veranschaulichung zeigt die Tabelle 6.2. über 21 Patienten und jeweils 5 Strukturen gemittelte Werte. Sie erlaubt die folgenden, beispielhaft aufgeführten Aussagen:

- $C(i,j)$ -Werte: Die von D und E eingezeichneten Konturen stimmen durchschnittlich am besten überein: Der Wert von $C(D,E)$ ist mit 72.5 % am höchsten.
- $C(i)$ -Werte: Die Konturen des Einzeichnenden C stimmen mit den Konturen der übrigen vier Einzeichnenden am schlechtesten überein. $C(C)$ beträgt nämlich 65.7 %.

Tabelle 6.2.: Paarweise und mittlere Koinzidenz für fünf Einzeichnende, gemittelt über 21 Patienten.

$C(i,j)$	A	B	C	D	E	$C(i)$
A	-	70.7 %	64.3 %	70.3 %	69.2 %	68.7 %
B	70.7 %	-	68.3 %	74.0 %	67.0 %	70.0 %
C	64.3 %	68.3 %	-	68.4 %	61.3 %	65.6 %
D	70.3 %	74.0 %	68.4 %	-	72.5 %	71.3 %
E	69.2 %	67.0 %	61.3 %	72.5 %	-	67.5 %

Die Vergleichsmethoden sind zur Klärung weiterer Fragestellungen geeignet. Einige Beispiele:

- *Wie gross ist die Intraobservariabilität eines Einzeichnenden?* Eine Person konturiert im Datensatz eines Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Anschliessend wird der C_V -Wert über die eingezeichneten Strukturen berechnet. Ein vergleichsweise kleiner Wert kann Anlass sein, die dem Konturierungsprozess zugrunde liegenden Regeln klarzustellen.
- *Hat die teaminterne Weiterbildung zu einer Homogenisierung der Konturierung geführt?* Die Teilnehmenden versehen die Bilder mehrerer Patienten mit Strukturen. Anschliessend werden die C_V -Werte für die Strukturen jedes Patienten berechnet. Im Rahmen einer Instruktion werden die Ergebnisse diskutiert und Gründe für Abweichungen identifiziert. Nach der Instruktion werden die Konturierung und die Auswertung wiederholt. Wenn die C_V -Werte nach der Instruktion höher als vorher sind, kann die Instruktion als erfolgreich gewertet werden.
- *Wie gut ordnet sich ein neues Gruppenmitglied bezüglich des Konturierens in ein Team ein?* Das neue Mitglied konturiert einen Satz von Bilddaten, ohne dass es Zugriff auf die von den anderen Gruppenmitgliedern gezeichneten

Strukturen hat. Die topologischen Methoden unterstützen zwei Auswertungsmöglichkeiten:

- Vergleich mit mehreren als gleichwertig beurteilten Strukturen: Dazu werden die $C(i)$ -Werte aller Mitglieder bestimmt.
 - Vergleich mit einer Referenzstruktur: Die vom neuen Mitglied gezeichneten Strukturen werden mit Referenzstrukturen verglichen. Dazu werden die $C(i,j)$ -Werte berechnet.
- *Beurteilung der Koinzidenz der eingezeichneten Strukturen unter Zuhilfenahme unterschiedlicher Kombinationen von Bildmodalitäten:* Als Bildmodalitäten können zum Beispiel T1- oder T2-gewichtete MR-Bilder, CT- und PET-Bilder verwendet werden. Zudem kann der Einfluss unterschiedlicher Akquisitionsparameter und Rekonstruktionsalgorithmen auf den Konturierungsprozess untersucht werden. Die Mitglieder eines Teams zeichnen bei mehreren Patienten die Strukturen mit Kombinationen unterschiedlicher Bildmodalitäten ein. Die C_v -Werte der unterschiedlichen Kombinationen werden miteinander verglichen.

Eine Studie, welche dem letzten Beispiel folgt, wird im folgenden Kapitel präsentiert.

6.3. Beurteilung des Wertes von MR-Aufnahmen zum Einzeichnen der Prostata

In der Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen wurden zur Planung der externen Radiotherapie des Prostatakarzinoms bis anhin nur CT-Bilder aufgenommen. Die Prostata stellt sich in den CT-Bildern aber oft nur unklar dar. Aufgrund der unzureichenden Bildinformation ist der Radio-Onkologe gezwungen, das PTV so gross zu zeichnen, dass das CTV mit grosser Sicherheit eingeschlossen und mit der Herddosis versorgt ist. Dies führt aber zu einem Anstieg der zu erwartenden Nebenwirkungen.

Es ist deshalb vorgesehen, neben den CT-Bildern auch MR-Bilder aufzunehmen. Dabei wird darauf geachtet, dass die Zeit zwischen den Aufnahmen möglichst kurz und der Füllungsgrad der Blase und des Darms möglichst gleich sind. Die Bilder werden in das Planungssystem Eclipse eingelesen und einander überlagert. Zur Konturierung der Prostata stehen dem Radio-Onkologen damit zwei unterschiedliche Bildmodalitäten zur Verfügung, zwischen denen er nach Belieben wechseln kann.

Im Rahmen einer in eine klinikinterne Weiterbildung eingebetteten Studie soll der Gewinn an Sicherheit beim Konturieren abgeschätzt werden, der sich durch die zusätzliche Verwendung von MR-Bildern ergibt. Dazu werden die vorgestellten Methoden verwendet.

6.3.1 Festlegung von Konturierungsregeln

Ein erfahrener Radiologe zeichnet in Anwesenheit der Radio-Onkologen in den überlagerten CT- und MR-Bildern zweier Patienten die Prostatae ein und erläutert die ange-

wandten Regeln. (Die vorgeschlagene Anzahl von zwei Patienten erlaubt es, das soeben Gelernte zu repetieren, wobei der Zeitaufwand gleichzeitig klein bleibt.) Die Regeln werden schriftlich festgehalten und stehen dann, zusammen mit den Bilddatensätzen und Konturen der zwei Patienten, jederzeit als Referenz zur Verfügung.

6.3.2. Inkrementielle Weiterbildung

Die Weiterbildung ist so konzipiert, dass systematische Abweichung der Teilnehmenden beim Konturieren frühzeitig erkannt und ausgemerzt werden können. Dazu bietet sich ein inkrementielles Konzept an: Sobald die Konturen eines Patienten vorliegen, erfolgen die Auswertung und Diskussion der Resultate.

Der Konturierungsprozess ist so strukturiert, dass der durch die Verwendung von MR-Bildern erwachsende zusätzliche Informationsgewinn beurteilt werden kann: Den Teilnehmenden stehen zuerst nur die CT-Bilder zur Verfügung (\rightarrow 1. Strukturset), anschließend auch die MR-Bilder (\rightarrow 2. Strukturset). Für beide Sets werden die C_V -Werte bestimmt. Zusätzlich werden die paarweisen Koinzidenzen $C(i,j)$ zwischen den Strukturen des zweiten Sets und den von der Studienleitung festgelegten Referenzstrukturen ermittelt. Höhere C_V -Werte für die mit MR-Bildern eingezeichneten Strukturen rechtfertigen die routinemässige Einbindung von MR-Bildern.

Objektiven Kriterien folgend kann zu jedem Zeitpunkt der Studie der Fortbildungsstand beurteilt werden. Das Konzept ist in der Abbildung 6.3.3. skizziert.

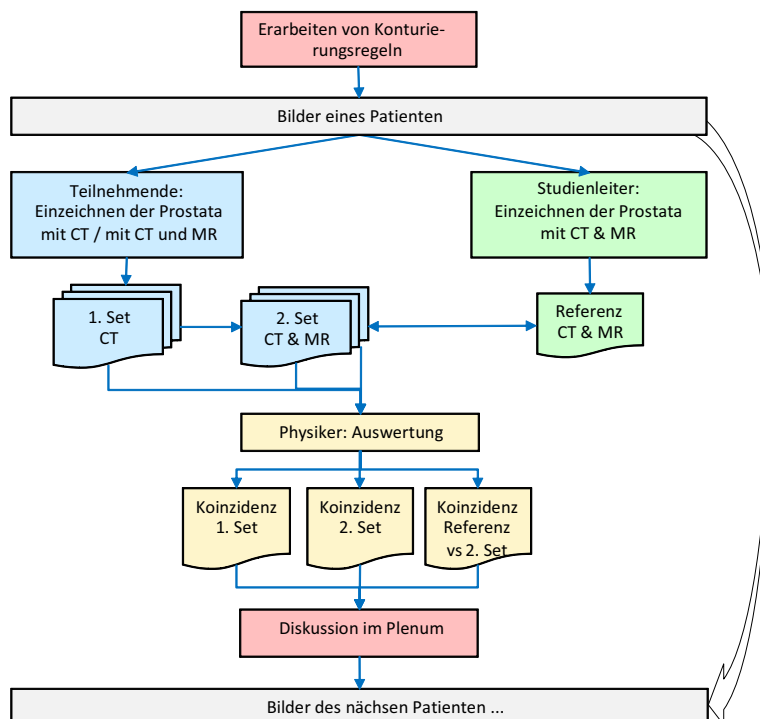


Abb. 6.3.2.: Inkrementielles Weiterbildungskonzept für die Konturierung der Prostata mit CT- und MR-Bildern.

6.4. Diskussion

Als Mass der Übereinstimmung zwischen verschiedenen Strukturen wird in der Literatur verbreitet das Volumen der Strukturen herangezogen. Ein Vergleich der C_V -Werte und Volumina der Prostatastrukturen von 21 Brachytherapie-Patienten, die von 5 Einzeichnenden auf der Basis von MR- und CT-Bildern eingezeichnet wurden, belegt die beschränkte Zuverlässigkeit dieses Vorgehens (Abbildung 6.4.).

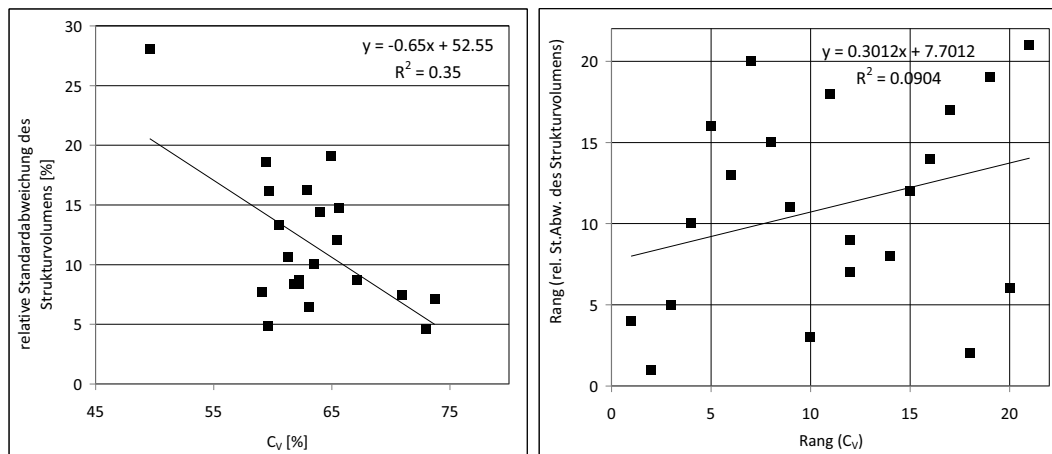


Abb. 6.4.: Relative Standardabweichung des Prostatastrukturvolumens und C_V -Werte für fünf Strukturen (21 Patienten). Links: Prozentangaben beider Parameter. Rechts: Reihenfolge der zwei Parameter (1 = beste Übereinstimmung, 21 = schlechteste Übereinstimmung).

Die Korrelation zwischen der Standardabweichung und dem C_V -Wert ist nur schwach ausgeprägt ($R^2 = 0.35$). So stimmen bei zwei Patienten die Volumina der fünf eingezeichneten Strukturen sehr gut überein; die Standardabweichungen betragen 4.9 und 7.7 %. Die dazu gehörenden C_V -Werte von 59.1 % und 59.6 % identifizieren hingegen starke Unterschiede der eingezeichneten Strukturen. Eine auf dem Spearmen-Roh-Test beruhende statistische Auswertung zeigt keine signifikante Korrelation zwischen der C_V -Rangierung und der auf der Standardabweichung des Volumens beruhenden Rangierung ($p = 0.18$).

Während divergierende Strukturen mit Hilfe des C_V -Wertes immer zutreffend identifiziert werden können, ist ein Vergleich der Volumina nur bedingt auf Strukturunterschiede sensitiv. Der Autor vertritt deswegen die Auffassung, dass für Studienzwecke die Verwendung des C_V -Wertes einer Angabe der Volumina vorgezogen werden sollte.

Erste Erfahrungen mit der vorgestellten Methode haben gezeigt, dass einem auf numerischen Methoden basierenden Beurteilungskonzept eine höhere Verbindlichkeit zugebilligt wird. Dies widerspiegelt sich zum einem im Bestreben, nachvollziehbare und verbindliche Regeln zu formulieren und diese auch schriftlich festzuhalten. Zum anderen wird gewährleistet, dass die Resultate unabhängig von der hierarchischen Position der Einzeichnenden bewertet werden, was den Resultaten mehr Glaubwürdigkeit verleiht.

Klar strukturierte Konzepte, die im Rahmen der Weiterbildung oder von Studien angewandt werden und eine objektive Bewertung der Koinzidenz von Strukturen erlauben, existierten bis anhin nicht. Anwendungen in der Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen werden die Praxistauglichkeit der Methoden unter Beweis stellen.

Kapitel 7

Schlussfolgerungen und Ausblick

In letzter Zeit wurde auch die Radio-Onkologie in der Schweiz um mehrere grundlegende technische Neuerungen bereichert: Am Universitätsspital Lausanne (CHUV) wurde im Dezember 2007 das erste TomoTherapy-Gerät (TomoTherapy Inc.) der Schweiz installiert [106]. Im Laufe des Jahres 2008 wurden die ersten Varian-Beschleuniger in der Schweiz mit der RapidArc Technologie ausgerüstet, welche die Vorzüge der Pendelbestrahlung mit jenen der IMRT kombiniert [107]. Elekta ist mit dem Konkurrenzprodukt VMAT (engl.: *volumetric modulated arc therapy*) auf dem Markt [108]. Mehrere schweizerische Spitäler haben ihr Angebot unterdessen auf die Gebiete der Radiochirurgie und der fraktionierten stereotaktischen Bestrahlung erweitert. Diese Bestrahlungstechniken ermöglichen eine noch konformere Bestrahlung des Planungsvolumens und eine bessere Schonung des gesunden Gewebes, als dies mit der 3D-CRT und der IMRT möglich ist.

Parallel zur Komplexität der neu entwickelten Bestrahlungsgeräte und -techniken nehmen aber auch die Anforderungen an die Qualitätssicherungsmethoden fortlaufend zu. Die in dieser Arbeit vorgeschlagenen Methoden zur Qualitätssicherung tragen diesem Umstand Rechnung.

Gerätekontrollen hinsichtlich IMRT

Bei der Radiochirurgie und der fraktionierten stereotaktischen Bestrahlung werden Micro-Multileaf-Kollimatoren mit Lamellen von wenigen Millimetern Breite eingesetzt. Die auf der Verwendung eines EPID und einer Markerplatte basierende Messmethode muss den neuen Ansprüchen gerecht werden. Das Programm „MLC check“ wurde unterdessen in einer Publikation vorgestellt [109] und später so modifiziert, dass auch Lamellenbreiten unter 1 cm zuverlässig behandelt werden: Der Abstand und die Anzahl der Profile, welche zur Positionsbestimmung einer Lamellenspitze verwendet werden, sind nun von der Lamellenbreite selbst abhängig (siehe Kapitel 4.2.3.3.). Im Laufe des Jahres 2009 ist geplant, die in 4.2.3.4. vorgestellte Methode in das Programm „MLC check“ zu integrieren. Vergleichsmessungen mit der dritten Messmethode und Messungen der EPID-Positionierung werden die Eignung der zusätzlichen Messmethode prüfen.

Kontrolle der Behandlungskette der Strahlentherapie

Die Institutionen können den Dosimetrievergleich jederzeit anfordern. Das ist zum Beispiel sinnvoll, wenn die Behandlungskette einer wesentlichen Variation unterworfen wurde.

Sowohl der Personalbestand als auch die eingesetzten technischen Mittel ändern sich im Laufe der Zeit. Deshalb ist, ähnlich wie beim früher durchgeführten Dosimetrievergleich der SGSMP, eine regelmässige Wiederholung des Dosimetrievergleiches notwendig. Die aktuelle Fragestellung wird in Zusammenarbeit mit den Institutionen erarbeitet werden. Aus heutiger Sicht wäre ein von Lungengewebe umschlossenes PTV diskussionswürdig, das selber die Dichte von Normalgewebe aufweist.

Die Kontrollmethode ist unverändert auch zur Überprüfung von Bestrahlungen anwendbar, welche mit ThomoTherapy-Geräten oder der RapidArc- bzw. VMAT-Technik appliziert wurden. Solche Kontrollen wurden auf Wunsch einiger Institutionen bereits während und nach dem regulären Dosimetrievergleich durchgeführt.

Eine neue Herausforderung werden Kontrollen der Behandlungskette für die Radiochirurgie und die fraktionierte stereotaktische Bestrahlung darstellen: Voraussichtlich werden diese Bestrahlungstechniken im Laufe der nächsten Jahre in einer Mehrheit der radioonkologischen Zentren der Schweiz Eingang gefunden haben. Das Prozedere des IMRT-Dosimetrievergleiches kann zwar prinzipiell übernommen werden. Da diese Techniken aber vornehmlich der Bestrahlung kleinvolumiger Tumoren im Schädelbereich dienen, sind das Phantom und die verwendeten Messmittel betreffende Anpassungen notwendig: Aufgrund der besseren örtlichen Auflösung eignen sich die stäbchenförmigen (Rods) oder würfelförmige TLD von Harshaw (Micro-Cubes) besser als die vergleichsweise grossen TLD-Discs des IMRT-Dosimetrievergleiches.

Festlegung des Zielvolumens

Die Klinik für Radio-Onkologie des Kantonsspitals St.Gallen wird für die am häufigsten auftretenden Tumoren ausführliche Konzepte für die Konturierung des PTV und der kritischen Organe aufstellen. Zur quantitativen Überprüfung des Lernerfolges des ärztlichen Teams werden die im Kapitel 6 vorgestellten topologischen Methoden verwendet. Zudem werden die Methoden zur Klärung verschiedener Fragestellungen angewandt werden. Beispiele wurden im Kapitel 6.2. aufgeführt.

Möglichkeiten der dreidimensionalen Verifikation

Die für den IMRT-Dosimetrievergleich angewandte Filmdosimetrie lehnt sich an das Prozedere an, das in den Institutionen zur Verifikation von IMRT-Plänen angewandt wird. Obwohl der technische Aufwand beträchtlich ist, bleibt die Aussagekraft dieser Kontrollmethode beschränkt: Eine Absolutdosimetrie kann nicht betrieben werden, und die Anzahl der willkürlich ausgewählten Ebenen ist beschränkt. Sogar die Grösse des ausgewerteten Bereiches ist willkürlich. Deshalb sind statistische Aussagen zum Erfüllungsgrad der Übereinstimmung zwischen Messung und Berechnung gar nicht möglich. Zudem fehlt eine Beziehung zwischen der gemessenen Dosisverteilung und der Patientenanatomie, wie zum Beispiel der Aussenkontur des Patienten, der Lage des PTV und der kritischen Organe.

Eine Alternative bilden mit elektronischen Detektoren versehene Phantome, welche die Photonenfluenz der applizierten Feldsequenzen messen und mit einem leistungsfähigen Programm ausgerüstet sind, das aus den Messdaten die dreidimensionale Dosisverteilung im Phantom berechnet. Ein solches System kann die folgenden Anforderungen erfüllen:

- Aus den DICOM-Daten des Verifikationsplanes werden die Dosisverteilung und die Strukturen (Aussenkontur, PTV und kritische Organe) in das Programm übernommen. Damit ergeben sich die folgenden Auswertemöglichkeiten:
 - Die berechnete und die gemessene Dosisverteilungen können dreidimensional mit der Gammaindex-Methode verglichen werden. Die Wahl der Ebene ist vollkommen frei.
 - Die berechnete Dosisverteilung, die gemessene Dosisverteilung und die Verteilung des Gammaindex stehen in örtlicher Beziehung zu den Strukturen. Damit kann beurteilt werden, wie kritisch eine Abweichung zwischen Rechnung und Messung bezüglich der Patientenanatomie tatsächlich ist. Eine Abweichung ausserhalb der Aussenkontur des Patienten ist zum Beispiel vollkommen irrelevant, während eine Abweichung in der Nähe eines kritischen Organs Anlass für weitere Untersuchungen sein kann.
 - Für Strukturen, die innerhalb des ausgewerteten Volumens liegen, sind statistische Aussagen zur Übereinstimmung zwischen Messung und Berechnung möglich. Analog zum Dosis-Volumen-Histogramm lässt sich ein Gammaindex-Volumen-Histogramm erstellen.

Messsysteme, die allerdings nur einen Teil der aufgezählten Anforderungen erfüllen, gelangen zurzeit auf den Markt. Erwähnt seien hier drei Produkte, welche nicht EPID-basiert sind:

- Das „Delta⁴ 4D“ Messphantom (ScandiDos, Uppsala, Schweden). Das Phantom besteht aus zwei orthogonal zueinander orientierten Flächendetektoren [110].
- Das „Compass“-System (IBA Dosimetry America, Inc. bzw. Wellhofer North America, Bartlett, Tennessee, USA). Das 2D-Array wird entweder auf den Tisch gestellt oder an der Gantry befestigt [111].
- Das „Arc Check“ Messphantom (Sun Nuclear, Melbourne, Florida, USA). Dieses bildet einen Zylinder, dessen Messkammern nahe der Oberfläche des Mantels angebracht sind. Wegen des rotationssymmetrischen Messaufbaus hängt die Sensitivität des Messsystems nicht vom Einstrahlwinkel ab. Die im Innern des Phantoms applizierte Dosis wird durch Interpolation der an der Ein- und Austrittsseite des Strahlenfeldes ermittelten Messwerte berechnet. Momentan liegen noch keine Publikationen zu diesem vielversprechenden Phantom vor (Stand: April 2009).

Über EPID-basierte Messsysteme oder Verifikationsmethoden, welche in eines der verbreiteten Planungssysteme integriert wurden, sind zurzeit keine Informationen erhältlich. Dies erstaunt, denn dieser auf bestehender Hard- und Software aufbauende Lösungsansatz müsste von den grössten Anbietern von Linearbeschleunigern und Planungssystemen erwartet werden. Eine Untersuchung zu dieser Methode wurde bereits im Jahre 2005 publiziert [112]. Für ein EPID-basiertes Messsystem ist es aber unerlässlich, Änderungen der EPID-Lage und -Ausrichtung bei der Rekonstruktion der dreidimensionalen Dosisverteilung zu berücksichtigen. Zu deren Bestimmung würde sich zum Beispiel die im Kapitel 4.2.3.4. vorgestellte Methode eignen.

Neben einem markanten Gewinn an hochwertigen Informationen werden diese Systeme zu einer Reduktion der für die Verifikationen aufzubringenden Zeit führen.

Literaturverzeichnis

- [1] Fraass B, Doppke K and Hunt M et al., AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning", Med. Phys.; 25: 1773-1829, (1998).
- [2] Bogner L, Scherer J, Treutwein M, Hartmann M, Gum F, Amediek A, "Verification of IMRT: Techniques and Problems", Strahlentherapie und Onkologie; 6: 340-350, (1998).
- [3] SGSMP, "Recommendations No. 15: Quality control for intensity-modulated radiation therapy", ISBN 3 908 125 41-3, (2007).
- [4] Intensity modulated radiation therapy collaborative working group (IMRTCWG), "Intensity-modulated Radiotherapy: Current status and issues of interest", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.; 51(4): 880-914, (2001).
- [5] Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Weber L, Ginjaume M, Eudaldo T, Jurado D, Ruiz A, and Ribas M, "Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium", Med. Phys.; 31(10): 2899-2911, (2004).
- [6] Schiefer H, Seelentag W, Dorthe M, Stucki G, "Resultate des TLD-Dosimetrievergleiches 2002", Tagungsband der gemeinsamen Tagung der SGSMP und der SAS-RO in Genf vom 3. -5. April 2003: 17-22, ISBN 3 908 125 33-2, (2002).
- [7] Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu CX, "Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee", Med. Phys.; 30(8): 2089-2115, (2003).
- [8] Nüsslin F, Bohsung J, Frenzel T, Grosser KH, Paulsen F, Sack H, "Leitlinie zur Strahlentherapie mit fluenzmodulierten Feldern (IMRT)", DGMP-Bericht Nr. 19, ISBN 3-925218-16-5, (2004).
- [9] The Royal College of Radiologists, "Development and implementation of conformal radiotherapy in the United Kingdom", Report, (2002).
- [10] Deutsches Ärzteblatt 103, Ausgabe 48 vom 01.12.2006: Seite A-3268 / B-2843 / C-2725 (2006).
- [11] Schreibmann E and Xing L. "Feasibility study of beam orientation class-solutions for prostate IMRT", Med. Phys.; 31(10): 2863-2870, (2004).
- [12] Verellen D et al.: "Initial experience with intensity-modulated conformal radiation therapy for treatment of the head and neck region", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.; 39: 99-114, (1997).
- [13] Jabbari S, Feng M, Lin A, Kim H, Tsien C, Murdoch-Kinch C, Eisbruch A, "Xerostomia and quality of life (QOL) after parotid sparing IMRT for head and

- neck (HN) cancer: A matched case-control comparison with standard radiotherapy (RT)", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; (60): S321, (2004).
- [14] Schlegel W, "Therapie mit konformierenden Feldern", *Medizinische Physik in der Strahlentherapie*. Ed. Mini R., L. André, Verlag Max Huber, Kerzers: N1-17, (1994).
 - [15] Schweizerische Eidgenossenschaft, "Verordnung über den Strahlenschutz bei medizinischen Röntgenanlagen (Röntgenverordnung) vom 20. Januar 1998", Bern, Bundeskanzlei, (1998).
 - [16] Bundesamt für Gesundheit, "Weisung R-08-08: Qualitätssicherung bei Computertomographen (CT)", (2005).
 - [17] Craig TC, Brochu D, Van Dyk J, "A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 44(1): 955-66, (1999).
 - [18] Song W, Chiu B, Bauman G, Lock M, Rodrigues G, Ash R, Lewis C, Fenster A, Battista J, Van Dyk J, "Prostate contouring uncertainty in megavoltage computed tomography images acquired with a helical tomotherapy unit during image-guided radiation therapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 65(2): 595-607, (2006).
 - [19] Collier DC, Burnett SSC, Amin M, Bilton S, Brooks C, Ryan A, Roniger D, Tran D, and Starkschall G, "Assessment of consistency in contouring of normal-tissue anatomic structures", *J. Appl. Clin. Med. Phys.*; 4(1): 17-24, (2003).
 - [20] ICRU Report 50, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy", (1993).
 - [21] ICRU Report 62: Supplement to ICRU Report 50, (1999).
 - [22] Vallay JF, Mirimanoff RO, "Comparison of treatment techniques for lung cancer", *Radiother. Oncol.*; 28: 168-73, (1993).
 - [23] Low DA, Harns WB, Mutic S and Purdy JA: "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions", *Med. Phys.*; 25(5): 656-61, (1998).
 - [24] Oh S, Kim S, and Suh TS, "How image quality affects determination of target displacement when using kilovoltage cone-beam computed tomography", *J. Appl. Clin. Med. Phys.*; 8(1): 101-7, (2007).
 - [25] Vetterli D, Thalmann S, Behrensmeier F, Kemmerling L, Born E, Mini R, Greiner R, Aebbersold D, "Daily organ tracking in intensity-modulated radiotherapy of prostate cancer using an electronic portal imaging device with a dose saving acquisition mode", *Radiother. Oncol.*; 79(1): 101-8, (2006).
 - [26] Chen J, Lee R, Handrahan D, Sause W, "Intensity-Modulated Radiotherapy Using Implanted Fiducial Markers With Daily Portal Imaging: Assessment of Prostate Organ Motion", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 68(3): 912-919, (2007).
 - [27] SGSMP, "Recommendations No. 11: Quality control of Medical Electron Accelerators", ISBN 3 908 125 34-0, (2003).

- [28] SGSMP, “Recommendations No. 7: Quality control of treatment planning systems for teletherapy”, ISBN 3 908 125 23-5, (1997, under revision 2007).
- [29] DGMP/SGSMP/ÖGMP/SASRO/ÖGRO-Bericht. “SGSMP Empfehlungen Nr. 12: Radio-Onkologie Klinik-Informationen-Systeme (ROKIS)“, ISBN 3 908 125 35-9, (2004).
- [30] Sharpe MB, Miller BM, Yan D, and Wong JW, “Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach”, *Med. Phys.*; 27: 2719-2725, (2000).
- [31] Hansen VN, Evans PM, Budgell GJ, Mott JHL, Williams PC, Brugmans MJP, Wittkämper FW, Mijneer BJ and Brown K, “Quality assurance of the dose delivered by small radiation segments”, *Phys. Med. Biol.*; 43: 2665-2675, (1998).
- [32] Winkler P, Hefner A, Georg D, “Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID“, *Med. Phys.*; 32(10): 3095-3105, (2005).
- [33] Arnold M, “Automatische Vermessung der MLC-Lamellenposition mit Hilfe eines Portalbildsystems“, Diplomarbeit zum Nachdiplomstudium Medizinphysik der ETH Zürich, Kreuzlingen, (2004).
- [34] Baker SJK, Bodgell GJ, MacKay RI, “Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration“, *Phys. Med. Biol.*; 50: 1377-1392, (2005).
- [35] Elekta Limited, iViewGTTM Users Manual 4513 370 1944 025, (2003).
- [36] Schiefer H, Seelentag WW, Roth J, Krusche B, “Qualitätskontrollen eines Linearbeschleunigers mit einem elektronischen Portal Imaging System“, Tagungsband der Wissenschaftlichen Tagung der SGSMP in Lausanne, ISBN 3 908 125 39-1: 61-66, (2005).
- [37] Eilertson K, “Automatic detection of single MLC leaf positions with corrections for penumbral effects and portal imager dose rate characteristics”, *Phys. Med. Biol.*; 42: 313-334, (1997).
- [38] Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM, “MLC quality assurance techniques for IMRT applications”, *Med. Phys.*; 30(5): 743-750, (2003).
- [39] Chui CS, Spirou S, LoSasso T, “Testing of dynamic multileaf collimation”, *Med. Phys.*; 23: 635-641, (1996).
- [40] Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, Mah K, Yu C, “Basic applications of multileaf collimators. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50”, Medical Physics Publishing; (2001).
- [41] Baker SJK, Budgell GJ, MacKay RI, “Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration”, *Phys. Med. Biol.*; 50: 1377-1392, (2005).

- [42] Budgell GJ, Zhang Q, Trouncer RJ, Mackay RI, “Improving IMRT quality control efficiency using an amorphous silicon electronic portal imager”, *Med. Phys.*; 32(11): 3267-3278, (2005).
- [43] Winkler P, Georg D, “An intercomparison of 11 amorphous silicon EPIDs of the same type: implications for portal dosimetry”, *Phys. Med. Biol.*; 51: 4189-4200, (2006).
- [44] McDermott LN, Wendling M, van Asselen B, Stroom J, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ, “Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT per-treatment dose verification”, *Med. Phys.*; 33(10): 2448-2451, (2006).
- [45] Vieira SC, Kaatee RSJP, Dirkx MLP, Hejimen BJM, “Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by the treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device”, *Med. Phys.*; 30(11): 2034-2040, (2003).
- [46] Scanditronix Wellhöfer. User Manual des Programmes “AutoCAL 2.0”. Released Version 01, PW-04-006-510-001 01.
- [47] Yang Y, Xing L, “Quantitative measurement of MLC leaf displacements using an electronic portal image device”, *Phys. Med. Biol.*; 49: 1521-1533, (2004).
- [48] Parent L, Seco J, Evans PM, “Evaluation of two methods of prediction MLC leaf positions using EPID measurements”, *Med. Phys.*; 33(9): 3174-3182, (2006).
- [49] International Electrotechnical Commission, “Radiotherapy equipment: Coordinates, movements and scales”, IEC 1217 (1996).
- [50] Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan HM, Jord TJ, Powley SK, “Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy”, IPEM Report Nr. 81: 155, (1999).
- [51] Samant S, Zheng W, Parra NA, Chandler J, Gopal A, Wu J, Jain J, Zhu Y, Sontag M, “Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device”, *Med. Phys.*; 29(12): 2900-2912, (2002).
- [52] Partridge M, Evans PM, Mosleh-Shirazi A, Convery D, “Independent verification using portal imaging of intensity-modulated beam delivery by the dynamic MLC technique”, *Med. Phys.*; 25(10): 1872-1879, (1998).
- [53] ICRU, “Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures”, ICRU Report 24: 53, (1976).
- [54] Izewska J, Svensson H, Ibbott G, “Worldwide quality assurance networks for radiotherapy dosimetry”, International Atomic Energy Agency, Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry; 2: 139–55, (2003).
- [55] AAPM, American Association of Physicists in Medicine, “Quality Assurance for Clinical Trials: A Primer for Physicists”, AAPM Report No. 86, Madison, WI, Medical Physics Publishing, (2004).

- [56] <http://www.daten.strahlentherapie.uni-wuerzburg.de/quasimodo.html> (Stand: November 2007).
- [57] Bohsung J, Gillis S, Arrans R, Bakai A, De Wagter C, Knoos T, Mijnheer BJ, Paiusco M, Perrin BA, Welleweerd H, and Williams P. "IMRT treatment planning - A comparative inter-system and inter-centre planning exercise of the ESTRO QUASIMODO group", *Radiother. Oncol.*; 76: 354-361 (2005).
- [58] Ibbott GS, Molineau A, Followill DS, "Independent evaluations of IMRT through the use of an anthropomorphic phantom", *Technology in Cancer Research and Treatment* ISSN; 5(5), 1533-0346: (2006).
- [59] Molineau A et al., "Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiation therapy for the radiation therapy oncology group", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 63(2): 577-583, (2005).
- [60] Gillis S, De Wagter C, Bohsung J, Perrin B, Williams P, Mijnheer BJ, "An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO QUASIMODO project", *Radiother. Oncol.*; 76: 340-353, (2005).
- [61] Swinnen A, Verstraete J, Huyskens DP, "The use of a multipurpose phantom for mailed dosimetry checks of therapeutic photon beams: 'OPERA' (operational phantom for external radiotherapy audit)", *Radiother. Oncol.*; 64: 317-326, (2002).
- [62] Swinnen A. "Quality assurance in radiotherapy: development and validation of a mailed dosimetry procedure for external audits using a multipurpose phantom and in vivo dosimetry", *Dissertation an der Katholischen Universität Leuven*; (2005).
- [63] Davidson SE, Ibbott GS, Prado KL, Dong L, Liao Z, Followill DS, "Accuracy of two heterogeneity dose calculation algorithms for IMRT in treatment plans designed using an anthropomorphic thorax phantom", *Med. Phys.*; 34: 1850-7 (2007).
- [64] SGSMP, "Empfehlungen No. 8: Dosimetrie hochenergetischer Photonenstrahlung mit Ionisationskammern", ISBN 3-908 125-24-3, (2000).
- [65] Kutcher GJ et al., "Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Committee Task Group 40", *Med. Phys.*; 21(4): 581-618, (1994).
- [66] Normenvorhaben DIN 6870, "Qualitätsmanagementsystem in der Medizinischen Radiologie, Teil 1 Strahlentherapie", Entwurf, (2002).
- [67] Thwaites DK, Mijnheer BJ, Mills JA, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Chapter 12: Quality Assurance of external beam radiotherapy", IAEA publication, ISBN 92-0-107304-6.
- [68] Schiefer H, Seelentag WW, "A National Dosimetry Intercomparison with Mailed TLD", *Tagungsband der Wissenschaftlichen Tagung der SGSMP in Sion*: 89-94, ISBN 3 906 401 34-0, (2001).
- [69] Mayles P, "The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden Hospital. A Practical Course in Radiotherapy Physics, Part I, Dosimetry and Treatment Planning, Cancer Research Campaign: TLD Dosimetry": 14.1-14.10, (1992).

- [70] Scherer E et al., "Strahlentherapie, Radiologische Onkologie", Springer-Verlag; ISBN 3-540-15379-9, (1987).
- [71] Horowitz YS, "Theoretical and microdosimetric basis of thermoluminescence and applications to dosimetry", *Med. Phys.*; 26: 765-824, (1981).
- [72] Letters to the Editor, "A checklist for reporting of thermoluminescence dosimetry (TLD) measurements", *Phys. Med. Biol.*; 44: L15-L19, (1999).
- [73] Thwaites DI, Williams JR, Aird EG, Klevenhagen SC, Williams PC, "A dosimetric intercomparison of megavoltage photon beams in UK radiotherapy centres", *Phys. Med. Biol.*; 37(2): 445-461, (1992).
- [74] Pai S, Das IJ, Dempsey JF, Lam KL, LoSasso TJ, Olch AJ, Palta JR, Reinstein LE, "TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry", *Med. Phys.*; 34(6): 2228-2258, (2007).
- [75] Winkler P, Zurl B, Guss H, Kindl P, Stueckelschweiger G, "Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods", *Phys. Med. Biol.*; 50: 643-654, (2005).
- [76] Horowitz YS, "Theory of thermoluminescence gamma dose response: The unified interaction model", *Nucl. Instr. and Meth.*; 184: 68-84 (2001).
- [77] Low DA, Dempsey JF, "Evaluation of the gamma dose distribution comparison method", *Med. Phys.*; 30(9): 2455-2463, (2003).
- [78] Papaikolau N et al., "AAPM Report No. 85: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams", AAPM Task Group No. 65 Radiation Therapy Committee, (2004).
- [79] Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knöös T, Nicolini G and Cozzi L, "On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations", *Phys. Med. Biol.* 52: 1363-1385, (2007).
- [80] Laub WU, Bakai A and Nüsslin F, "Intensity modulated irradiation of a thorax phantom: comparisons between measurements, Monte Carlo calculations and pencil beam calculations", *Phys. Med. Biol.*; 46: 1695-1706 (2001).
- [81] Webb S et al., "Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations", *Phys. Med. Biol.*; 25: 225-240, (1980).
- [82] Ahnesjö A et al., "A Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media", *Med. Phys.*; 16: 577-592, (1989).
- [83] Ahnesjö A et al., "Beam modeling and verification of a photon beam multisource model", *Med. Phys.*; 32: 1722-1737, (2005).
- [84] Berger MJ, "Monte Carlo Calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles", *Methods in Comput. Phys.*; 1: 135 - 215, (1963).

- [85] Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, and Mohan R, "Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations", *Phys. Med. Biol.*; 45: 983-995, (2000).
- [86] Ekstrand KE and Barnes WH, "Pitfalls in the use of high energy x-rays to treat tumours in the lung", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 18: 249-252, (1990).
- [87] White PJ, Zwicker RD, and Huang DT, "Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 34: 1141-1146, (1996).
- [88] Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Weber L, Ginjaume M, Eudaldo T, Jurado D, Ruiz A, and Ribas M, "Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium", *Med. Phys.*; 31(10): 2899-2911, (2004).
- [88] Schlegel W, Bortfeld T, Stein J, "Dreidimensionale Strahlentherapieplanung", *Tagungsband des Workshops'95, Heidelberg*, (1995).
- [89] Ahnesjö A, Andreo P, Brahme A, "Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams", *Acta Oncol.*; 26: 49-56, (1987).
- [90] Batho HF, *Can J. Assoc. Radiol.*; 15: 79 (1964).
- [91] Sontag MR, Cunningham JR. "The equivalent tissue-air ratio method for making adsorbed dose calculations in a heterogeneous medium", *Radiology*; 129: 787-98, (1978).
- [92] Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, Nyström H and Lassen S, "Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations", *Phys. Med. Biol.*; 51: 5785-5807, (2006).
- [93] Cozzi L, Nicolini G, Vanetti E, Clivio A, Glashörster M, Schiefer H and Fogliata A, "Basic dosimetric verification in water of the anisotropic analytical algorithm for Varian, Elekta and Siemens linacs", *Zeitschr. f. Med. Physik*; 18(2): 128-135, (2008).
- [94] Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO, SLAC Report 265; (1985).
- [95] Hasenbalg F, Neuenschwander H, Mini R and Born EJ, "Collapsed cone convolution and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases", *Phys. Med. Biol.*; 52: 3679-3691, (2007).
- [96] SAKK- SWISS GROUP FOR CLINICAL CLANCER RESEARCH, "Preoperative chemoradiotherapy vs. chemotherapy alone in non-small cell lung cancer (NSCLC) patients with mediastinal lymph node metastases (stage IIIA, N2): A randomized prospective phase III trial Protocol", SAKK 16/00 (working document); Activation date: April 4, 2001, (2001).

- [97] Miltchev V, Davis JB, "Multi-centric dose intercomparison using a breast phantom", Tagungsband der Wissenschaftlichen Tagung der SGSMP in Lausanne, ISBN 2-88444-006-2, (1997).
- [98] ICRU Report 50, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy", (1993).
- [99] ICRU Report 62, "Supplement to ICRU Report 50", (1999).
- [100] Scarfone C, Lavelly WC, Cmelak AJ, Delbeke D, Martin WH, Billheimer D, and Hallahan DE, "Prospective Feasibility Trial of Radiotherapy Target Definition for Head and Neck Cancer Using 3-Dimensional PET and CT Imaging", *Journal of nuclear medicine*; 45(4): 543-52, (2004).
- [101] Hermanek P, Sobin LH, International Union Against Cancer (UICC), "TNM Classification of malignant tumours", 4th ed., Springer Verlag, (1987, Revised 1992).
- [102] Schiefer H, Seelentag WW, Ries G, Schmid HP, Leippold T, von Toggenburg F, Roth J, Krusche B, "Das Volumen-Koinzidenz-Histogramm zur Beurteilung der Übereinstimmung von Konturen – am Beispiel der Prostata-Brachytherapie", Tagungsband der Dreiländertagung der DGMP, ÖGMP und der SGSMP in Bern, ISBN-3-908-125-42-1: 169-70, (2007).
- [103] Shipley WU, Tepper JE, Prout GR, Verhey LJ, Mendiondo OA, Goitein M, Koehler AM and Suit HD, "Proton radiation as boost therapy for localized prostatic carcinoma", *JAMA*; 241: 1912–5, (1979).
- [104] Drzymala RE, Mohan R, Brewster L, Chu J, Harms W and Urie M, "Dose-volume histograms", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 21: 71-78, (1991).
- [105] Klein S, van der Heide UA, Lips IM, van Vulpen M, Staring M and Pluim JPW, "Automatic segmentation of the prostate in 3D MR images by atlas matching using localized mutual information", *Med. Phys.*; 35: 1407-17, (2008).
- [106] Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, Yang J, Paliwal B, Kinsella T, "Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy", *Med Phys*; 20(6), 1709-19: (1993).
- [107] Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, and Losasso T, "Commissioning and Quality Assurance of RapidArc Radiotherapy Delivery System", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 72(2): 575, (2008).
- [108] Bedford JO, Warrington AP, "Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT)", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; 73(2): 537-45, (2009).
- [109] Schiefer H, Seelentag WW, Roth J, Krusche B, "Prüfung und Kalibration der MLC-Positionierung mit einem portalen Bildgebungssystem", *Zeitschr. f. Med. Physik*; 18(1): 51-58, (2008).

- [110] Nilsson G, Bocanek J, "4D Dosimetry in the RapidArc Treatments Using Delta4", *Med. Phys.*; 35(6): 2767, (2008).
- [111] Stasi M, Baiotto B, Berta L, Givehchi N, Brusasco C, Donetti M, Giuliacci A, Iliescu S, Mueller L, Peroni C, "Clinical Validation of Compass System for On-line Verification in IMRT", *Int. J. Radiat.Oncol. Biol. Phys.*; 72(1): 646, (2008).
- [112] Steciw S, Warkentin B, Rathee S, Fallone BG, "Three-dimensional IMRT verification with a flat-panel EPID", *Med. Phys.*; 32(2): 600-12, (2005).

Abkürzungen

Abkürzung	Bedeutung
3DCRT	engl.: <i>3D conformal radiotherapy</i>
AAA	engl.: <i>anisotropic analytical algorithm</i>
AB-Richtung	Aus der Sicht des Strahls betrachtet: Die Richtung vom linken zum rechten Feldrand
AK	Arbeitskreis
AMS	Abteilung für Medizinische Strahlenphysik des Inselspitals Bern
BAG	Bundesamt für Gesundheit
BEV	engl.: <i>beam's eye view</i>
C	Coulomb (Ladungseinheit)
CBCT	engl.: <i>cone-beam computed tomography</i>
CHUV	frz.: <i>Centre Hospitalier Universitaire Vaudois</i>
C(i)	durchschnittliche paarweise Koinzidenz
C(i,j)	Paarweise Koinzidenz
CT	Computer-Tomografie
CTV	engl.: <i>clinical target volume</i>
C _v	Koinzidenzzahl
DD	Tiefendosis (engl.: <i>depth dose</i>)
DGMP	Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik
DICOM	engl.: <i>digital imaging and communications in medicine</i>
dIMRT	dynamische Intensitätsmodulierte Radiotherapie
DRR	engl.: <i>digitally reconstructed radiography</i>
DSC	Dice Similarity Coefficient
DTA	engl.: <i>distance to agreement</i>
DVH	Dosis-Volumen-Diagramm
ECC	engl.: <i>element correction coefficient</i>
EDR2	Kodak Extended Dose Range 2: Eastman Kodak, Rochester, NY
EGS	engl.: <i>electron gamma shower</i>
EPID	engl.: <i>electronic portal imaging device</i>

EPL	engl.: <i>equivalent path length</i>
EQUAL	engl.: <i>ESTRO QUality Assurance Link</i>
ESTRO	engl.: <i>European Society for Therapeutic Radiology and Oncology</i>
FIA	Focus-Isozenter-Abstand
FOA	Fokus-Oberflächen-Abstand
γ -Index	Gammaindex
Gy	nach Louis Harold Gray benannte dosimetrische Einheit
GTV	engl.: <i>gross tumor volume</i>
HNO	Hals-Nasen-Ohren
HU	engl.: <i>Houndsfield unit</i>
IAEA	engl.: <i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRU	engl.: <i>International Commission of Radiation Units and Measurements</i>
IGRT	engl.: <i>image-guided radiotherapy</i>
IMRT	Intensitätsmodulierte Radiotherapie
keV	Kilo-Elektronenvolt
MC	Monte-Carlo-Berechnungsalgorithmus
ME	Monitoreinheit (siehe auch: MU)
METAS	Bundesamt für Metrologie und Akkreditierung
MeV	Mega-Elektronenvolt
MLC	engl.: <i>multi-leaf collimator</i>
MR(T)	Magnetresonanz(tomografie)
MU	engl.: <i>monitor unit</i> (siehe auch: ME)
OAR	engl.: <i>organ at risk</i>
OPERA	engl.: <i>operational phantom for external radiotherapy audit</i>
PBC	engl.: <i>pencil-beam-convolution</i>
PET	Positronemissionstomografie
PTV	Planungszielvolumen (engl.: <i>planning target volume</i>)
QUASIMODO	engl.: <i>Quality Assurance of Intensity MODulated beams in radiation Oncology</i>
RCF	Reader Calibration Factor
ROI	engl.: <i>region of interest</i>

RPC	engl.: <i>Radiological Physics Center, Houston, USA</i>
RT	Radiotherapie
R&V-System	engl.: <i>record and verify system</i>
SEV	Sekundärelektronen-Vervielfacher
SGSMP	Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik
sIMRT	Statische Intensitätsmodulierte Radiotherapie
TAR	engl.: <i>tissue air ratio</i>
TG-Richtung	Target-Gun-Richtung
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
TP	Transformationsparameter
TPR	engl.: <i>tissue phantom ratio</i>
VBA	engl.: <i>Visual Basic for Applications</i> (Microsoft Office)
VMAT	engl.: <i>volumetric intensity modulated arc therapy</i>
vol	Operator zur Volumenmessung
WHO	engl.: <i>World Health Organization</i>
XV	Filmtyp "X-Omat V"
XVI	engl.: <i>X-ray volume imaging</i>

Danksagungen

Bei allen, die mich auf dem Weg zur Dissertation begleitet haben, möchte ich mich an dieser Stelle herzlich bedanken. Einige Personen seien besonders hervorheben:

Zuerst meine Doktorväter Prof. Jakob Roth und Prof. Bernd Krusche. Die Begeisterung, die Prof. Roth auch nach seiner Pensionierung für das interessante Fach Medizinphysik zeigt, ist mir Vorbild und Aufmunterung, auch weiterhin forschend tätig zu sein. Herrn Prof. Krusche danke ich, dass er sich für ein Gebiet der Physik interessierte und einsetzte, das ausserhalb seines eigentlichen Forschungsbereiches liegt. Bei beiden Doktorvätern stiess ich mit meinen Anliegen jederzeit auf offene Ohren und genoss eine uneingeschränkte Unterstützung.

Herzlich danken möchte ich meinen Vorgesetzten am Kantonsspital St.Gallen, Prof. G. Ries, Dr. W. Seelentag und PD L. Plasswilm. Es war mir nie selbstverständlich, dass ich während meiner Tätigkeit als Medizinphysiker Gelegenheit hatte, die Promotion im doch schon fortgeschrittenen Alter „nachholen“ zu können. Ich hoffe, dass meine Beiträge zur Qualitätssicherung den Patienten unserer Klinik zugute kommen und Anlass für weiter andauernde Bemühungen sind. Danken möchte ich auch meinen Mitarbeitern, allen voran Markus Arn und Sven Holemski. Sie haben es mir sehr erleichtert, die Forschungs- und Entwicklungstätigkeit mit den Ansprüchen des klinischen Betriebes in Einklang zu bringen. Vor allem in der Zeit des IMRT-Dosimetrievergleiches haben sie mir viel Arbeit abgenommen und mich mit Wort und Tat unterstützt. Dankend erwähnen möchte ich auch die übrigen Mitarbeiter des Teams, die meine Bemühungen wohlwollend zur Kenntnis genommen haben.

Durch die Verifikation der TLD-Messungen mittels MC-Berechnungen trug die Physikgruppe des Inselspitals Bern einen wesentlichen Teil an eine erfolgreiche Durchführung des IMRT-Dosimetrievergleiches bei. Ihnen und allen anderen Kolleginnen und Kollegen, die beim Pilotversuch und schliesslich auch beim IMRT-Dosimetrievergleich mitgewirkt haben, bin ich in Dankbarkeit verbunden.

Ein weiterer Dank geht an meinen langjährigen Freund Dr. W. Baumgartner, der mich auf dem Weg zur Promotion anregend begleitete und die Dissertation schliesslich mit dem Blick des kritischen Germanisten sichtete.

Zum Schluss möchte ich mich von Herzen bei meiner Frau Ruth und den Kindern Rebecca, Jan und Patrick bedanken. Sie hatten immer Verständnis, wenn der Vater wieder einmal in anderen Sphären schwebte. Umgekehrt waren sie zu meinem Glück auch nie zu scheu, das ihnen zustehende Mass an Zuwendung und Zeit einzufordern. Der „Lupf“ meiner Dissertation sei meinen Kindern aber Ansporn, mit offenen Augen durchs Leben zu gehen und neuen Herausforderungen offen und freudig zu begegnen.

Die Neugier steht immer an erster Stelle eines Problems, das gelöst werden will.

Galileo Galilei, 1564 - 1642

Lebenslauf

Schiefer Hans

*14. Januar 1959 in St. Gallen

Benslistr. 9
9034 Eggersriet
Tel.: 071 877 29 83
Email: hans.schiefer@bluewin.ch

Familienstand

verheiratet, drei Kinder



Schulen, Ausbildung

- | | |
|------------------|--|
| 1966-1975 | Primar- und Sekundarschule Oberriet SG |
| 1975-1980 | Lehrerseminar Heerbrugg |
| 1983-1989 | Studium der Experimentalphysik, Mathematik und Astronomie
und Höheres Lehramt Universität Zürich |
| 1991-1995 | Berufsbegleitendes Studium in Medizinphysik zur Erlangung der
Fachanerkennung der SGSMP als Medizinphysiker |
| 2004-2009 | Doktorand an der Universität Basel in Medizinphysik
Doktorväter:
Prof. Dr. Bernd Krusche
Prof. Dr. Jakob Roth |

Berufliche Tätigkeiten

- | | |
|------------------|--|
| 1980-1983 | Primarlehrer in Eggersriet SG |
| 1989-1991 | Mittelschullehrer an verschiedenen Gymnasien |
| ab 1991 | Medizinphysiker am Kantonsspital St.Gallen (Radio-Onkologie
und Nuklearmedizin) |

Anhänge

- 5.3.3. Anleitung zum Dosimetrievergleich 2007
- 5.5.1. Fragebogen zu den Erwartungen der Institutionen
- 5.5.2. Gegenüberstellung von 6 käuflichen IMRT-Phantomen
- 5.7. Anweisung für den Pilotversuch
- 5.8. Anweisung für den IMRT-Dosimetrievergleich
- 5.8.2. Questionary
- 5.8.3. Report

Anhang zu 5.3.3.: Anleitung zum Dosimetrievergleich 2007

St. Gallen, 13.7.2007

Dear Colleagues,

this year's TLD intercomparison is planned for Jul/Aug/Sep 2007. It is envisaged to measure two points at different depths on the central axis for all photon and cobalt energies:

for photons: 10 cm and 20 cm

for cobalt: 5 cm and 10 cm

In this way TPR_{20,10} and TPR_{10,5} respectively will be checked as well as the monitor calibration; this would be the same measurement as in 2002 - but after 5 years, and with several newly installed accelerators, this makes sense to us.

The phantom is to be set up at the focus-isocenter-distance corresponding to the reference depths of 5 and 10 cm respectively (see recommendation No.8 "High-Energy Photon Beam Therapy Dosimetry with Ionisation Chambers"), e.g. a focus-skin-distance = 90 cm for a depth of 10 cm and a focus-skin-distance = 80 cm for a depth of 20 cm for linacs with a FID of 100 cm. Field size is 10 cm x 10 cm at the isocentre.

Whatever the exact measurement is going to be - the dose should be as close to 1 Gy as possible for all exposures. Also the time schedule will be independent of the exact measurement set-up. Please note the given MUs or treatment time and the exact dose corresponding to this (e.g. 99.7 cGy) on the „documentation of TLD-irradiation“ form.

To aid the set up, a small plate with a nail slides into the slot at the top of the stand. The nail tip is used to set the water level, whilst the nail head indicates the position of the central ray (see graph on reverse side). Obviously **this plate and nail need to be removed before the actual irradiation.**

Due to the large number of detectors needed the comparison needs to be organised in several runs. Every circle takes 2 weeks: The first week the TLD are at the institutions for irradiation, the second week they are at St.Gallen for evaluation, preparation and shipment to the next institution. So, please **return the TLD as soon as possible** in the week we assigned to you.

Thank you very much for your co-operation.

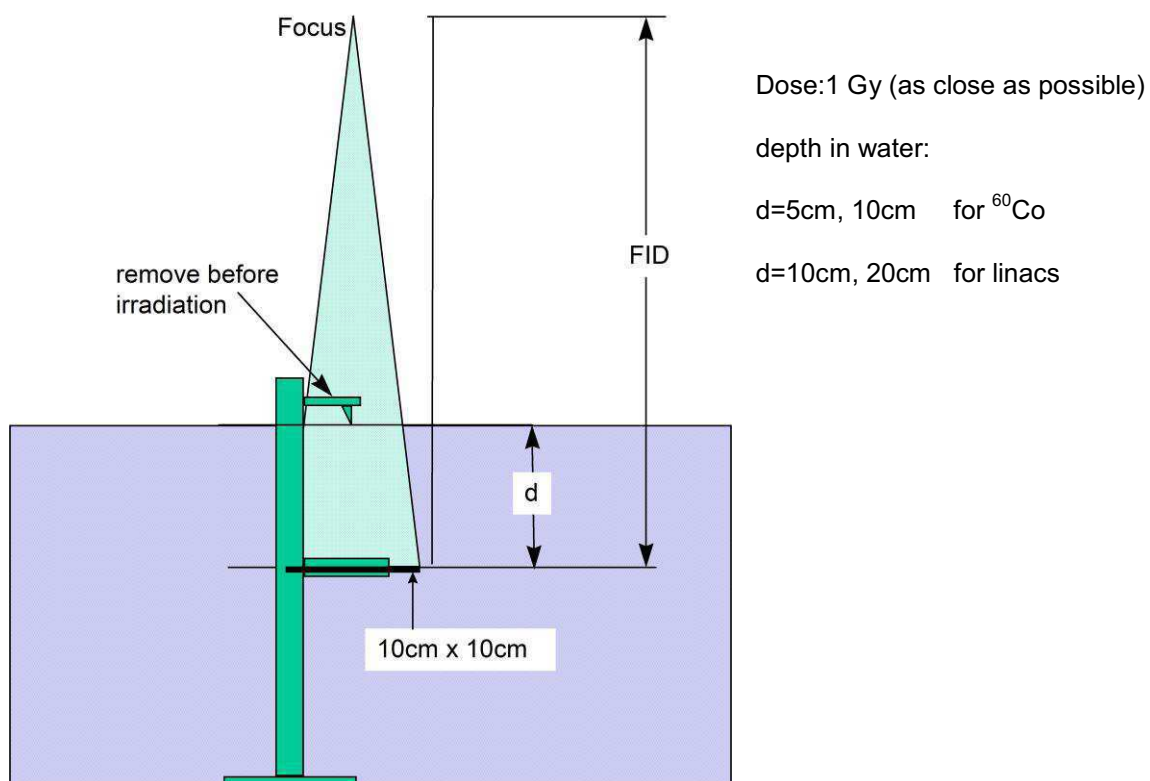
Yours sincerely,

W.W. Seelentag

H. Schiefer



irradiation:



You will find the details of the irradiation on the enclosed form „documentation of TLD-irradiation“.

Anhang zu 5.5.1.: Fragebogen zu den Erwartungen der Institutionen

Assessment for an IMRT-Phantom suitable for an extended dosimetry intercomparison of SGSMP

Supported Dosimetric systems:

Ionisation chamber

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Film

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

TLD

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Others / remarks: _____

Size and Antropomorphy:

Size suitable for irradiation of large volumes (thorax, pelvis):

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Large Phantom has an antropomorphous form and outline

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Size suitable for irradiation of small volumes (head and neck, limbs):

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Small Phantom has an antropomorphous form and outline

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Remarks: _____

Film Dosimetry:

Film dosimetry possible with various inserts non-unity density (lung, bone)

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Desirable number of film positions in the phantom

☐ 1 ☐ 3 ☐ 5 ☐ 6-8 >8

Size of phantom is fitted to the size of commercial available (EDR2)-films (full or half a film)

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Film dosimetry possible for coronal or sagittal slices (by turning the phantom)

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Fixation of the phantom plates does not restrict the positioning of the film or influence the beam absorption

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Remarks: _____

Design and Construction:

Material of the phantom is equivalent to water

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Lung equivalent inserts are available

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Different possibilities to place the ionization chamber (also in non-unity density inserts)

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Phantom can be used for irradiation of “standard field” under “standard conditions” (e.g. irradiation of a 10cm x 10cm single field on a plane surface with the ionization chamber or film in a depth of 5 or 10cm)

☐ very important ☐ important ☐ nice to have ☐ not so relevant ☐ irrelevant

Remarks: _____

Others:

- ☐ I am interested to take part in a possible development of an SGSMP-phantom (if there is no suitable phantom available on the market – see further below).

- ☐ If yes: I am interested to acquire our own.

We are using the following ionisation chamber for measurements in a phantom:

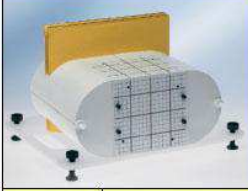

For an extended dosimetry intercomparison I recommend the following commercial phantom:

My recommendation is based on

- ☐ Hear-say
☐ Literature
☐ Own experience (i.e. we have got this phantom in our institute)

Other remarks

Anhang zu 5.5.2.: Gegenüberstellung von 6 käuflichen IMRT-Phantomen

Kriterium	Gewicht des Kriteriums	Erfüllungsgrad des Kriteriums (5=K. vollständig erfüllt; 0=K. nicht erfüllt)					
	0 = kein relevantes Bewertungskriterium 5 = unverzichtbar	IMRT Phantom von Scanditronix / Wellhöfer	Kommentar		Benchmark IMRT-Phantom von MED-TEC	Kommentar	
	rot hervorgehobene Kriterien: Bewichtung gemäss Assessment der SGMP vom August 2005						
1 unterstützte Dosimetriemöglichkeiten							
1.1 Filmdosimetrie	5	5		25	5		25
1.2 Absolutdosimetrie mit Ionisationskammer	5	5		25	5		25
1.3 TLD-Dosimetrie	4	5		20	5		20
2 Phantomgrösse und Anthropomorphie							
2.1 Grösse geeignet für Durchführung grossvolumiger Bestrahlungen (Thorax, Becken)	4	5	limitierte Länge der Bodyhälfte (15cm)	20	5		20
2.2 Anthropomorphie dabei erfüllt	4	4		16	0		0
2.3 Grösse geeignet für Durchführung kleinvolumiger Bestrahlungen (Schädel, Hals, Gliedmassen)	0	4			0		
2.4 Anthropomorphie dabei erfüllt	0	0			0		
2.6 geeignet für Bestrahlung des Referenzfeldes unter wohldefinierten und einfachen Bedingungen	4	2		8	2		8
3 Filmdosimetrie							
3.1 Filmdosimetrie möglich auch bei Verwendung von Einsätzen unterschiedlicher Dichte	4	0		0	0		0
3.2 hinsichtlich IMRT: Möglichkeit, ein PTV auf dem CT darzustellen	5	0	Bodyhälfte oder Einschubhälfte	0	1	wenn 10 1cm-Platten verfügbar sind	5
3.3 Anzahl bestückbarer Filme (≥4 --> 5P...)	5	5	15 Filme	25	5	1-10 Filme (je nach Zahl der 1cm-Platten)	25
3.4 Phantomgrösse den käuflichen Filmgrössen angepasst	4	0		0	5	Phantomgrösse macht Zuschneiden des Films unnötig	20
3.5 Filmdosimetrie in koronaler Ebene möglich (durch Hochstellen des Phantoms (ja=1, nein=0))	4	2		8	0		0
3.6 Plattenfixierung beeinträchtigt Positionierung der Filme nicht	5	5		25	5		25
4 Flexibilität der Einsatzmöglichkeiten des Phantoms							
4.1 Benutzerfreundlichkeit der Fixationshilfe	5	3	Stangen innerhalb des Phantoms	15	5		25
4.2 geeignet für Versand	3	3	nur der innere Teil	9	1		3
4.3 Mehrere Möglichkeiten, die Ionisationskammer zu platzieren	5	2		10	4		20
5 Konstruktion							
5.1 Material ist wasseräquivalent	5	5		25	5		25
5.2 lungenäquivalente Einsätze verfügbar	5	0		0	5		25
5.3 Fixation befindet sich innerhalb des Phantoms (ja=5, nein = 0)	0		ja			ja	
5.4 Fixationshilfe beeinträchtigt Strahlengang nicht (ja=5, nein = 0)	5	3	ja	15	3	massive Platte	15
5.5 Gewicht [kg] (ohne Transportbehälter)	0		22 kg	0		17 kg	0
5.6 Masse (Länge, Breite Höhe; [cm])	0		33 x 36 x 18		35x33x30,5	18 x 30 x 35	
5.7 Lagerungshilfe (z.B. Platte) verfügbar und nützlich (ja=5, nein=0)	3	5	ja	15	5	massive Platte	15
5.8 wenn ja: Sie wird vor der Bestrahlung entfernt?	0		ja		0	nein	
5.9 Hilfe zur Markierung des Koordinatensystems auf dem Film (ja=5, nein=0)	5	5		25	5		25
5.91 Einstellhilfen auf der Phantomboberfläche gezeichnet	3	5		15	5		15
5.92 reproduzierbare Lagerung des P. wird mittels technischer Hilfsmittel unterstützt (z.B. Fixation am Tisch)	3	0	müsste selber gebaut werden	0	0	müsste selber gebaut werden	0
Punkte aller Kriterien				301			341

Tab. 1 und Tab. 1' auf der nächsten Seite: Gegenüberstellung von 6 käuflichen Phantomen, die zur Verifikation von IMRT-Bestrahlungen geeignet sind (Stand: August 2005): Das Thorax-Phantom von CIRS erfüllt die von den teilnehmenden Institutionen formulierten Anforderungen am besten.



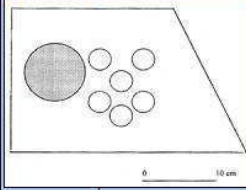
Erfüllungsgrad des Kriteriums (5=Kriterium vollständig erfüllt; 0=Kriterium nicht erfüllt)											
	IMRT Phantom Model 002LFC von CIRS	Kommentar		PTV-IMRT Head/Neck Phantom model T40015	Kommentar		RV3-Platten von PTW Freiburg	Kommentar		IPSM-Phantom	Kommentar
											
1											
1.1	5		25	5		25	5		25	2	nur 2 Filme
1.2	5		25	5		25	5		25	5	
1.3	5		20	0		0	5		20	1	nach Anpassung
2											
2.1	5		20	3		12	5		20	5	
2.2	5		20	3		12	0		0	2	
2.3	0			3			0			0	
2.4	0			3			0			0	
2.6	0	Inhomogenitäten können nicht entfernt werden	0	5		20	5		20	0	
3											
3.1	5		20	0		0	0		0	0	
3.2	4		20	0		0	0		0	3	
3.3	5	mehr als 15	25	5		25	5		25	2	2 Filme
3.4	0		0	0		0	3		12	0	auch halber Film steht vor
3.5	2		8	0		0	5		20	1	
3.6	2	nach Anpassung	10	3		15	5	selber zu bauen	25	0	keine Fixierung (bei Anpassung Beeintr.)
4											
4.1	5		25	0		0	5	selber zu bauen	25	0	nicht vorhanden
4.2	5	sehr praktischer Transportehälter	15	5	kleines Volumen	15	2	gute Form, aber schwer	6	5	
4.3	5		25	0		0	2		10	5	
5											
5.1	5		25	5		25	5		25	5	
5.2	5		25	0		0	0		0	5	
5.3	0	nein		5			0				keine Fix. vorhanden
5.4	3	nach Anpassung	15	4		20	5		25	0	
5.5			0		6.3 kg (ohne Halterung)	0		> 27 kg	0		
5.6		30 x 30 x 20			20 x 20 x 20			30 x 30 x 30			30 x 20 x 18
5.7	5	ja	15	0		0	0		0	0	nein
5.8		nein									
5.9	5		25	3	Markieren durch mehrere Platten hindurch schwierig	15	5	Eigenbau	25	0	
5.91	5		15	5		15	3	eigene Markierungen	9	5	
5.92	0	müsste selber gebaut werden	0	0	Durchhängen erschwert Lagerung	0	5	Eigenbau	15	5	
			378			224			332		216

Tabelle 1': siehe Tabelle 1

Anhang zu 5.7.: Anweisung für den Pilotversuch

Bestrahlung des CIRS-Thoraxphantoms mit einem Stehfeld

Dieser Dosimetrievergleich erfolgt im Rahmen eines Pilot-Durchgangs für den geplanten IMRT-Dosimetrievergleich der SGSMP, der unter der Leitung des Kantonsspitals St.Gallen durchgeführt wird. Es nehmen 5 Institutionen teil. Ziel ist ein Test der Infrastruktur und der Vorgehensweise, die Kontrolle der Film- und TLD-Dosimetrie, der Dokumentation und möglicher Auswertemethoden.

Bestrahlungstechnik:

Feldparameter

- Phantom: Thorax-Phantom von CIRS
- Dosis: 1.8 Gy im Isozenter
- Gantrywinkel: 90°
- Kollimatorwinkel: 0°
- Feldlänge (in TG-Richtung): 20 cm
- Feldbreite: 10 cm
- Energie: 6X
- Isozentrumslage: siehe weiter unten

Achtung:

! Zum Markieren von Filmen verfügt die Platte 01 über Nadeln, die in die zweite Platte pieksen. Bitte bei der Handhabung darauf achten, keine Scherkräfte zwischen diesen Platten auszuüben. Dies kann zu unschönen Kratzern führen. !

Platzierung der Messmittel (TLD, Film und Ionisationskammer)

Alle drei verwendeten Messmittel werden offset zum Zentralstrahl platziert (Abbildung 1). Dadurch wird vermieden, dass die Messebene (Film oder TLD) parallel zur Strahldivergenz verläuft.

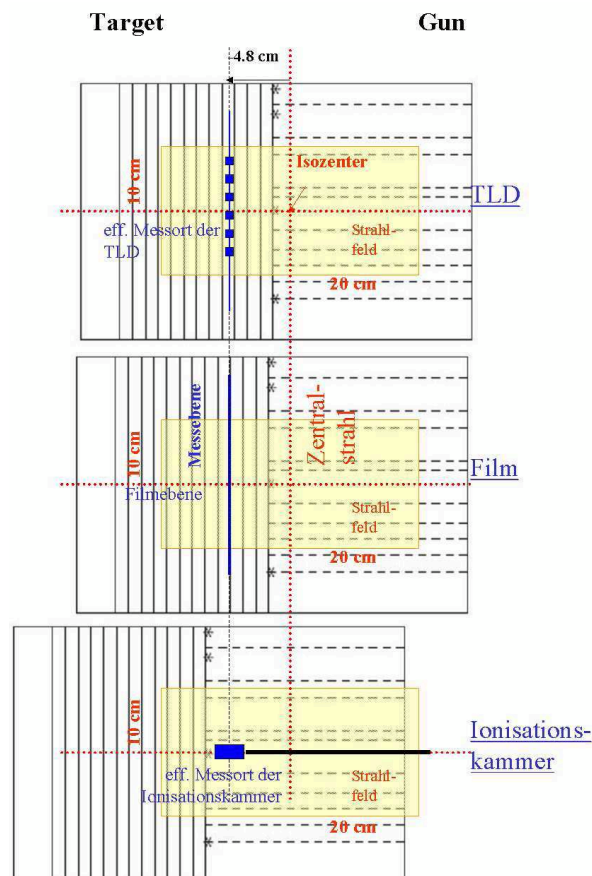


Abb. 1a: Lage der Messebene oder des effektiven Messortes relativ zum Zentralstrahl aus der Sicht des Strahles: Die Messebene bzw. der effektive Messort sind relativ zum Zentralstrahl longitudinal um 4.8 cm verschoben. Die Platte 01 zeigt zur Gun. Weil die Ionisationskammer nur in der Platte 01 platziert werden kann, muss das Phantom durch longitudinalen Tischvorschub neu ausgerichtet werden. Links auf den Bildern befindet sich die Target-, rechts die Gun-Seite.

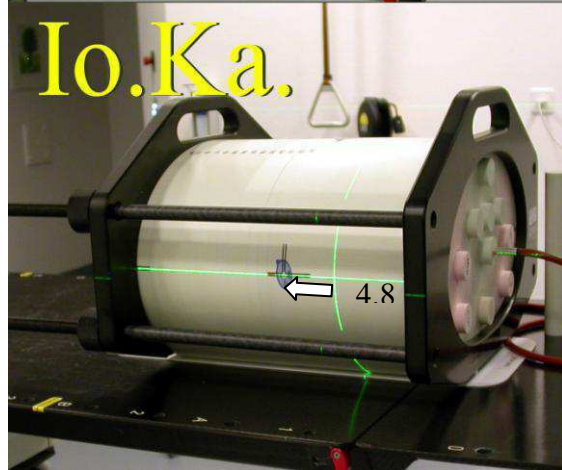
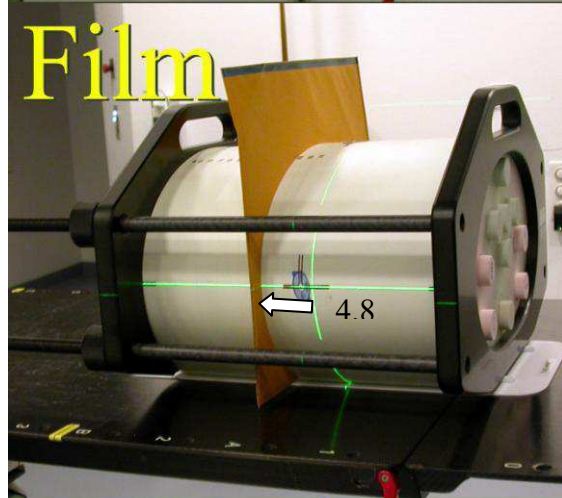
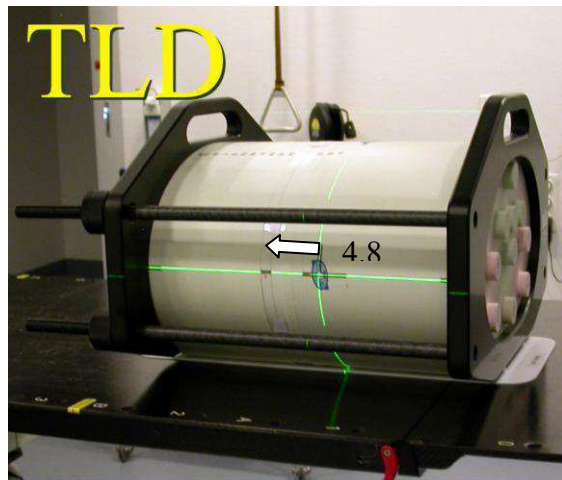


Abb. 1b: Der vorangegangenen Abbildung entsprechende Bilder, die aus der ungefähren Richtung des Strahlenganges (Gantrywinkel: 90°) aufgenommen wurden. Die Messebene bzw. der effektive Messort sind relativ zum Zentralstrahl longitudinal um 4.8 cm verschoben. Links auf den Bildern befindet sich die Target-, rechts die Gun-Seite.

Auch mit eingesetztem „Sandwich“ werden immer alle nummerierten Schichten 01-14 verwendet. Schicht 01 weist zur Gun, Schicht 14 zum Target. In vertikaler und lateraler Richtung liegt das Feldisozentrum im Schnittpunkt der doppelt ausgezogenen Markierungslinien, die an der Oberfläche der Phantomschicht 01 eingezeichnet sind. Die Ausrichtung in longitudinaler Richtung erfolgt dergestalt, dass der Abstand zwischen dem Feldisozentrum und der jeweiligen Messebene bzw. dem jeweiligen effektiven Messort 4.8 cm beträgt. Je nach Messmittel muss das Phantom deshalb longitudinal mit dem Tisch verschoben werden (Abbildung 1a und 1b). Da alle Schnitte eine annähernd identische Struktur- und Dichteverteilung aufweisen, ändert sich beim vorgeschlagenen Messaufbau die (relative) Dosisverteilung nicht messbar. Details werden im **Anhang 1** genauer beschrieben.

Aufbau des Phantoms

Zur Aufnahme der zylindrischen TLD wurden in eine der nicht nummerierten Platten Bohrungen von 5 mm Durchmesser und 5 mm Tiefe angebracht. In jeder Bohrung sind 5 TLD-Discs gestapelt. Eine zweite, ungelochte Platte wurde als „Deckel“ auf die TLD-Platte befestigt. Diese Platte darf nicht entfernt werden. Die zwei Platten bilden ein die TLD umschliessendes „Sandwich“. Der Schwerpunkt der TLD-Detektoren befindet sich somit 2.5 mm von der Berührungsebene dieser zwei Platten entfernt. Dies muss bei der longitudinalen Positionierung des Phantoms berücksichtigt werden (→ Anhang 1).

Für die Acquisition der CT-Bilddaten und die TLD-Bestrahlung am Linearbeschleuniger wird das „Sandwich“ so zwischen den Schichten 03 und 04 eingeschoben, dass die blaue Markierung an der TLD-Schicht auf derselben Seite erscheint wie die blaue Seitenmarkierung auf der Schicht 01. Die rote Eins auf der Seite des „Sandwich“ markiert dann die Eintrittsseite des Feldes, die rote „16“ die Austrittsseite. Wird das Feldisozentrum auf die drei Markierungen der Schicht 01 eingestellt, sind die TLD 4.8 cm von der Zentralebene entfernt. Die Dosimetrie mit Filmen oder mit der Ionisationskammer erfolgt ohne das „Sandwich“.

Dosis

Es ist möglich, dass die TLD zu zusätzlichen lokalen Dosisgradienten führen. Als Dosierungspunkt (Dosis: 1.8 Gy) wird deshalb das Isozentrum gewählt.

Acquisition des CT-Bildsatzes

Damit die TLD-Positionen im CT-Bilddatensatz dargestellt werden, muss das „Sandwich“ während der CT-Acquisition im Phantom eingebaut sein. Im Planungssystem kann so die mediane Dosis an den TLD-Positionen berechnet werden.

Zur Abschätzung der am CT applizierten Dosis werden an der Oberfläche des Phantoms drei Streifen (A1 bis A3) mit je 5 TLD befestigt. Die Streifen befinden sich in einem Brief, der mit dem „Sandwich“ versandt wird. Es wird kein Aufbaumaterial verwendet. Ein weiterer Streifen (A4) kann für allfällige weitere Messungen verwendet werden.

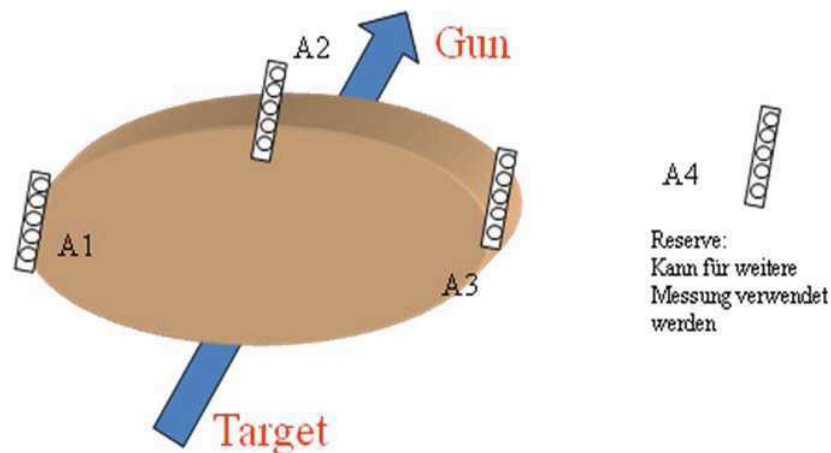


Abb. 2: Position der TLD für die Abschätzung der Dosis, die mit dem CT-Scan appliziert wird. Neben der Folie, in die fünf TLD eingeschweisst sind, soll kein weiteres Aufbaumaterial verwendet werden.

Bitte beachten

Nach dem Scan werden die Streifen wieder entfernt. Es soll darauf geachtet werden, dass diese TLD neben der Strahlung durch den CT keiner weiteren Strahlung ausgesetzt werden.

Messungen am Beschleuniger

TLD-Bestrahlung

Bitte zuerst kontrollieren:

Die TLD-Streifen an der Oberfläche sind entfernt. Der Adapter für die Ionisationskammer wurde vorgehend ausgebaut und wieder durch den Vollzylinder ersetzt. Das TLD-Sandwich ist montiert.

Die Positionierung des Phantoms bei eingebautem „Sandwich“ kann weiter oben (→ Aufbau des Phantoms) und im Anhang 1 nachgelesen werden. Bitte senden Sie das „Sandwich“ nach der Bestrahlung so schnell wie möglich nach St.Gallen. Die Dokumentation kann später z.B. per Mail nachgereicht werden.

Messung mit der Ionisationskammer

Bitte beachten

Die TLD-Streifen an der Oberfläche sind entfernt. Die Messung mit der Ionisationskammer erfolgt ohne eingebautes „Sandwich“ und ohne Filme.

Es stehen Adapter für 3 verschiedene Ionisationskammertypen zur Verfügung:

- Kammer 501 (0.6ccm Farmer-type...)
- 511B (PTW N31003, 0.3ccm; ...)
- 511C (PTW N31002, 0.125ccm; ...).

Für diese Kammertypen liegen je ein Adapter für Normalgewebe, Knochen und Lungengewebe bei. Diese sind in der Kartonschachtel untergebracht. Der passende Adapter für Normalgewebe wird in die zentral gelegene Bohrung der Schicht 01 eingeführt. Die auf dieser Schicht angebrachten Markierungen zeigen die Lage des effektiven Messortes der Ionisationskammer an. Der effektive Messort der Kammer ist um 4.8 cm vom Feldisozentrum in Target-Richtung verschoben.

Bitte notieren Sie die gemessene Dosis auf das Blatt „Dokumentation der Planung, Bestrahlung und Messungen“.

Bitte beachten:

Nach der Ionisationskammermessung wird der verwendete Adapter wieder durch den Vollzylinder ersetzt.

Filmdosimetrie

Bitte beachten:

Die TLD-Streifen an der Oberfläche sind entfernt. Der Adapter für die Ionisationskammer wurde ausgebaut und wieder durch den Vollzylinder ersetzt. Das TLD-Sandwich ist nicht montiert.

Um eine möglichst gute Übereinstimmung der TLD- und Film-Messbedingungen zu erreichen, wird der Film zwischen die Schichten 04 und 05 eingeschoben (, also nicht zwischen die Schicht 01 und 02). Filmmarkierungen, die eine spätere Lokalisation des Isozentrums ermöglichen, müssen deshalb selber angebracht werden!

Durch Umknicken der oberen Filmecke in B-Richtung wird die Orientierung des Filmes angezeigt (→ Abb. 1b). Das Feldisozentrum ist um 4.8 cm von der Filmebene zur Gun verschoben.

Berechnung der medianen Dosis der TLD-Dosimeter

Der gewählte Rechenalgorithmus soll die Gewebedichte berücksichtigen. Lage und Nomenklatur der TLD-Positionen können der Abbildung 3 entnommen werden. Das Messvolumen der 5 gestapelten TLD entspricht einem Zylinder von 5 mm Durchmesser und 5 mm Höhe. Bitte übertragen sie die für die 24 Positionen berechneten medianen Dosen auf Ihr persönliches Blatt „Documentation of Phantom Irradiation“.

Wurden verschiedene Planungssysteme oder Algorithmen verwendet, verwenden Sie bitte das Formular „Bestrahlungsplanung mit anderen Programmen oder Algorithmen“!

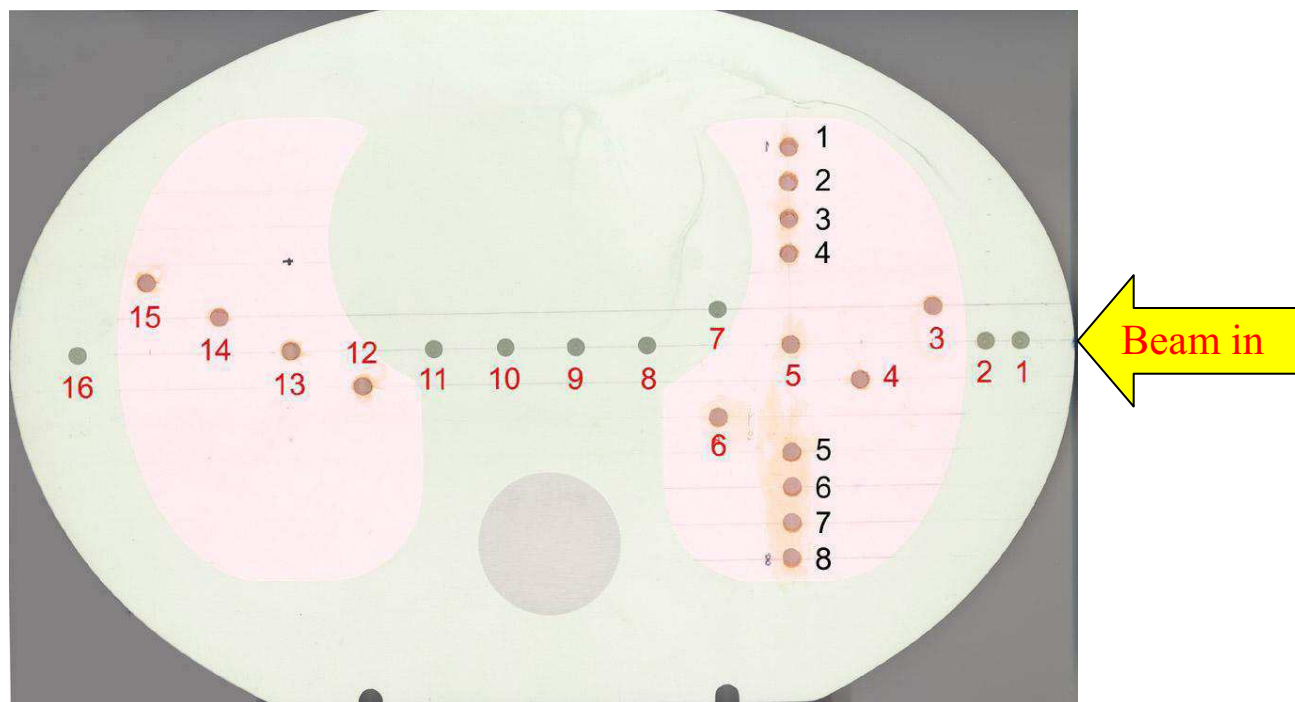


Abb.3: Lage und Nomenklatur der TLD-Messpositionen.

Planung mit dem St.Galler CT-Bildersatz

Falls die vom Kantonsspital St.Gallen acquirierten CT-Schnitte zur Planung verwendet werden, muss dem Planungssystem die entsprechende Konversionsfunktion HU → Elektronendichte bekannt sein. Die nötigen Informationen können den folgenden Tabellen entnommen werden.

	Dichte [kg / l]	e ⁻ -Dichte per cc x 10 ²³	e ⁻ -Dichte relativ zu H ₂ O
Lunge	0.21	0.69	0.207
Muskel	1.06	3.48	1.042
Knochen	1.60	5.03	1.506

HU-Wert	e-Dichte rel. zu H ₂ O	HU-Wert	e-Dichte rel. zu H ₂ O	HU-Wert	e-Dichte rel. zu H ₂ O
-1050	0.000	-66	0.952	59	1.052
-1000	0.000	-30	0.976	226	1.117
-805	0.190	0	1.000	857	1.512
-500	0.489	51	1.043	3000	1.800

Tab. 1. (links) Dichteigenschaften der Materialien Lunge, Muskel und Knochen im CIRS-Thoraxphantom (Angaben des Herstellers).

Tab. 2 (rechts) Konversionstabelle HU → Elektronendichte relativ zu Wasser. Bei Anwendung dieser Tabelle auf den St.Galler CT-Bildersatz ergeben sich für Lunge, Muskel und Knochen die folgenden rel. Elektronendichten: 0.185, 0.994 und 1.495.

Dokumentation der Planung, Bestrahlung und Messungen

Bitte ausfüllen und der Dosimetriestelle zusenden (elektronisch oder in Papierform)

Angaben zur Institution

Institution: _____
Name der Kontaktperson: _____
Telefonnummer & E-Mail der Kontaktperson: _____
Datum der Bestrahlung: _____

Bestrahlungsgerät

Modell / Benennung in der Institution: _____
Verwendete Energie (wenn möglich 6X): _____
IMRT-Technik (step and shoot / dynamisch): _____

Bestrahlungsplanung (I)

Bitte benutzen Sie die nächste Seite, falls weitere Berechnungen mit anderen Planungssystemen oder Algorithmen erfolgten.

Hersteller: _____
Programmbezeichnung / Versionsnummer: _____
Berechnungsalgorithmus: _____
Bemerkungen zur Planung: _____

Dokumentation der geplanten Dosisverteilung in der Messebene

Um den Dosisgradienten in alle Raumrichtungen abschätzen zu können, bitten wir Sie, die DICOM-Files der Dosisverteilung in der Messebene und der in longitudinaler Richtung direkt angrenzenden zwei Nachbarschnitte elektronisch bereitzustellen. Die Dosisverteilung ist über den gesamten Querschnitt des Phantoms ersichtlich. Zudem bitten wir um Papiaausdrücke dieser drei Schnitte auf je einem Blatt. Auf dem Ausdruck befindet sich eine Längenskala.

Falls verschiedene Planungssysteme oder Algorithmen angewandt wurden, muss eine klare Zuordnung der Dosisverteilung möglich sein.

Ionisationskammermessung

Elektrometer und Ionisationskammer: _____
Gemessene Dosis: _____ Gy Sollwert: _____ Gy

Filmdosimetrie

Bitte stellen Sie die Scans des bestrahlten Films und des Kalibrierfilmes elektronisch zur Verfügung. Die Lage des Isozentrums und Ausrichtung des Filmes müssen erkennbar sein. Die Dosisverteilung ist über den gesamten Querschnitt des Phantoms ersichtlich.

Dosen für die Felder des Kalibrierfilmes*

Feld	1	2	3	4	5	6	7	8
Dosis [Gy]								
Feld	9	10	11	12	13	14	15	16
Dosis [Gy]								

*Feld 1 weist die stärkste Schwärzung auf.

Bestrahlungsplanung mit anderen Programmen oder Algorithmen

Stimmt ein Parameter mit dem Parameter der weiter oben stehenden Bestrahlungsplanung überein, kann der Eintrag weggelassen werden.

Bestrahlungsplanung (II)

Hersteller: _____

Programmbezeichnung / Versionsnummer: _____

Berechnungsalgorithmus: _____

Bemerkungen zur Planung: _____

Bestrahlungsplanung (III)

Hersteller: _____

Programmbezeichnung / Versionsnummer: _____

Berechnungsalgorithmus: _____

Bemerkungen zur Planung: _____

Bestrahlungsplanung (IV)

Hersteller: _____

Programmbezeichnung / Versionsnummer: _____


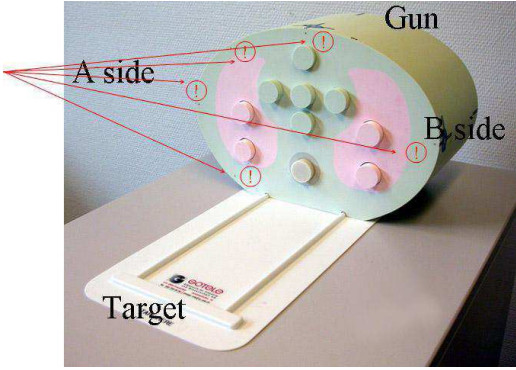
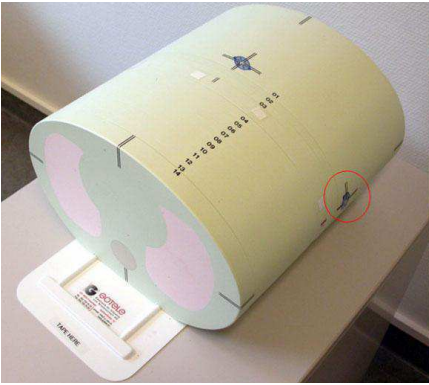
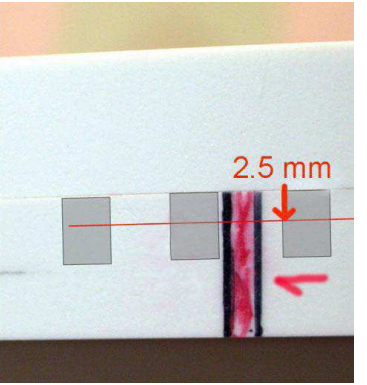
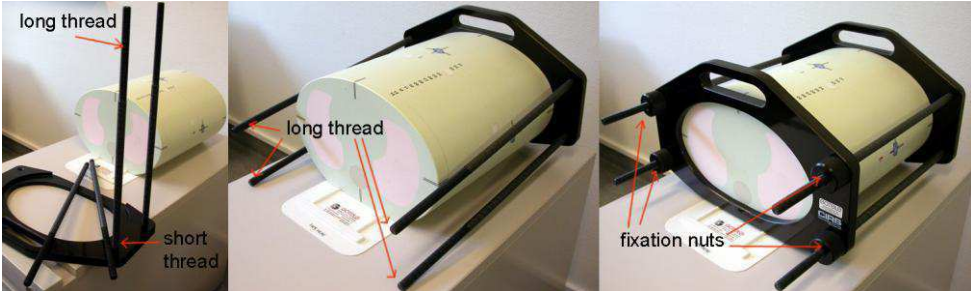


Berechnungsalgorithmus: _____

Bemerkungen zur Planung: _____

Pos.	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15	L16
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8								
B.(I)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15	L16
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8								
B.(II)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15	L16
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8								
B.(III)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15	L16
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8								
B.(IV)	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13	L14	L15	L16
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8								

Tabelle 1: Dosen in Gy für verschiedene Berechnungsmoden B(I) bis B(IV)

Anhang 1: Zusammenbau des Phantoms

<p>1</p> <p>Unlock movement of the hand</p> 	<p>2</p> <p>Attention: Slice 1 contains of marker needles. Be aware to not damage other slices!</p> 
<p>3</p> <p>Phantom with TLD-„sandwich“ between slice 3 and slice 4 mounted for CT-Acquisition and TLD irradiation</p> <p>Circle: marker for A-B-orientation: „1“ and red markers on B side; „16“ and blue markers on A side</p>	 
<p>4</p> <p>phantom mount</p>	
<p>5</p> <p>Casket with TLD strips and ionisation chamber adapters: each strip consists of 5 TLDs.</p> 	<p>6</p> <p>CT-acquisition:</p> <p>Mount TLD strips on A-side (A1), on the top (A2), and on the B-side (A3), so that the middle TLD (Nr. 3 from 5 TLD in the strip) is centred on the phantom slice containing the other TLD.</p> 

Checkliste

Bitte kontrollieren Sie die Checkliste beim Ein- und Ausgang des Phantoms.

Eingang

Die Anleitung zur Bestrahlung wurde per E-Mail bereits an Sie versandt.

In der Box befinden sich:

- ☐ Schichten 01-14 des CIRS-Thorax-Phantoms
- ☐ Eine Grundplatte, auf die das Phantom gestellt wird
- ☐ Zur Fixierung: zwei Endrahmen und 4 Kunststoffstangen mit Gewinde, 4 Muttern
- ☐ TLD-„Sandwich“ aus zwei Schichten (ohne eingravierte Nummern) mit 120 TLD in 24 Positionen. Das TLD-„Sandwich“ darf nicht geöffnet werden.
- ☐ Für drei Kammertypen je drei Adapter; insgesamt 9 Adapter (in einem Briefcouvert, das mit dem „Sandwich“ versandt wurde)
- ☐ 4 Streifen mit je 5 TLD (in der schwarzen Kunststoffschatulle)
- ☐ Zwei Madenschlösschen, mit denen vermieden werden kann, dass die Box während des Transports aufgeht.
- ☐ ein Schlüssel zum Öffnen der Madenschlösschen (identische Schlösser)

Ausgang

- ☐ eingegangene Komponenten (siehe oben)
- ☐ Formular „Dokumentation der Planung, Bestrahlung und Messungen“
- ☐ Falls mehrere Berechnungsmoden verwendet wurden:
Formular „Bestrahlungsplanung mit anderen Programmen oder Algorithmen“
- ☐ Formular „Documentation of TLD Irradiation“
- ☐ Für jeden Rechenmodus separat: DICOM-Files der Dosisverteilung in der Messebene und der in longitudinaler Richtung direkt angrenzenden zwei Nachbarschnitte
- ☐ Für jeden Rechenmodus separat: Papierausdrücke dieser drei Schnitte auf je einem Blatt
- ☐ Scans des bestrahlten Films und des Kalibrierfilmes in elektronischer Form (die Filme bleiben bei Ihnen im Haus.)

Rücksendeadresse:

Hans Schiefer Klinik für Radio-Onkologie Kantonsspital St.Gallen 9007 St.Gallen
--

The IMRT Dosimetry Intercomparison 2008

SGSMP
SSRPM
SSRFM



Version 1.2.4 / 2008-10

Table of contents

1.	Introduction	5
1.1.	Letter to the participants	5
1.2.	Aim of the IMRT intercomparison	6
1.3.	How to handle the phantom?.....	6
1.4.	Documentation	7
2.	Phantom materials and accessories	8
2.1.	Components of the CIRS phantom.....	8
2.2.	Other materials.....	9
3.	General phantom assembly	10
3.1.	Orientation of phantom slices	10
4.	CT acquisition	11
4.1.	Test scans.....	11
4.2.	Phantom assembly for the CT acquisition	11
4.2.1.	Phantom assembly.....	11
4.3.	Measurement of the CT dose contribution	11
4.4.	Origin of the CT-data set	12
4.5.	Acquisition.....	12
4.6.	Documentation	12
5.	Contouring.....	12
5.1.	Lungs and TLD detectors	12
5.2.	Spinal cord	14
5.3.	PTV and heart.....	14
6.	Planning process	15
6.1.	Absolute dosimetry planning	15
6.1.1.	Planning parameters	15
6.1.2.	Documentation	15
6.2.	IMRT planning.....	16
6.2.1.	Planning parameters	16
6.2.2.	Isocentre position	16
6.2.3.	Constraints.....	16
6.2.4.	Documentation	17
7.	Irradiation process	18
7.1.	General considerations	18
7.1.1.	Principles of the measurements	18
7.1.2.	Main errors which can occur.....	18
7.1.3.	Time spent at linac (without machine check)	18
7.1.4.	Equipment assembly of all work steps.....	19
7.2.	Absolute dosimetry with ionisation chamber.....	20

7.2.1.	Phantom assembly.....	20
7.2.2.	Measurement	20
7.2.3.	Documentation	20
7.3.	Absolute dosimetry with TLDs	21
7.3.1.	Phantom assembly.....	21
7.3.2.	Measurement	21
7.3.3.	Documentation	21
7.4.	IMRT dosimetry with ionisation chamber	22
7.4.1.	Phantom assembly.....	22
7.4.2.	Measurement	22
7.4.3.	Documentation	22
7.5.	IMRT dosimetry with TLDs	23
7.5.1.	Phantom assembly.....	23
7.5.2.	Measurement	23
7.5.3.	Documentation	23
7.6.	IMRT dosimetry with EDR2 films	24
7.6.1.	Phantom assembly.....	24
7.6.2.	Measurement	24
7.6.3.	Documentation	24
8.	Appendix.....	25
8.1.	List of labeled ionization chamber adapters.....	25
8.2.	Measurement plane of TLD sandwich	25
8.3.	Inserts of 6.3 cm slice.....	26
8.4.	General assembly of the Phantom	27
8.5.	Measurement of the CT dose contribution.....	27
8.6.	CT acquisition	27
8.7.	Influence of the irradiation shadow for a dosimeter 5 cm off axis	28
8.8.	Absolute dosimetry planning	28
8.9.	Delineation of PTV and heart	28
8.10.	Absolute dosimetry with ionisation chamber and TLD	29
8.11.	Plan dosimetry	30
9.	Packing checklist.....	31
9.1.	Entry	31
9.1.1.	Downloaded Files.....	31
9.1.2.	In the black, large case	31
9.1.3.	In a separate packet:.....	31
9.2.	Outlet	32
9.2.1.	Files to sending back to St.Gallen	32
9.2.2.	In the black, large case	32
9.2.3.	In a separate packet:.....	32

1. Introduction

1.1. Letter to the participants

Dear colleagues

The SGSMP has decided to perform an IMRT intercomparison in the thorax region. We are glad now to offer at your institution the possibility to participate in this first run! Within the scope of the intercomparison 2008 you have the choice to check

- an IMRT plan

or

- a 3DCRT plan.

The second possibility is offered to institutions which do not perform IMRT at present or have other reasons not to participate in an IMRT dosimetry intercomparison.

Preceding this intercomparison a pilot study had been carried out. The following institutions had participated:

- US Basel
- OSG Bellinzona
- AMS Bern
- Lindenhof Bern
- CHUV Lausanne
- US Zürich.

The intercomparison was done in the CIRS thorax phantom by applying a single field. The colleagues from AMS Bern performed Monte Carlo calculations and carried out an independent evaluation. The intercomparison has shown that the TLD metrology yields reliable and reproducible results in the lung region, too. The film dosimetry results have been less satisfactory but gave valuable indications how to adapt the procedure.

We want here to thank all participants for the readiness to spend a lot of time and effort for the preparation of the IMRT intercomparison!

If an institution wants to use neither of the offered planning checks, as in 2004 **only the absolute dosimetry** will be checked in the usual manner. But we hope the institutions will select, if ever possible, one of the two novel methods!

We thank you for your co-operation.



Wolf W. Seelentag



Hans Schiefer

1.2. Aim of the IMRT intercomparison

It is the aim of the first IMRT intercomparison to check under very basic conditions the procedure and the applied dosimetry rather than to check the reliability of the calculation algorithm in the lung under realistic conditions. The measurements are carried out in the CIRS thorax phantom. TLDs and film serve as dosimeters which will be evaluated in St.Gallen. Additional ionisation chamber measurements done by the institutions give independent information about the selected point doses.

Since this is the first IMRT dosimetry intercomparison of the SGSMP, some questions have to be addressed:

- From the organisational point of view: Is the selected procedure (shipping, instructions, evaluation, documentation) appropriate for a national intercomparison?
- From the dosimetric position: What is the accuracy of the measurements done with TLDs, film and ionisation chambers? In which situations can problems appear?

This has consequences for the PTV shape selection, since the resulting dose distribution has to fulfill first of all physical requirements:

- The TLD measurements should give unequivocal information about the point doses. This means that the TLD measurement points have to lie in regions where only small dose gradients are expected. So the PTV has a rather large volume.
- The PTV covers parts of the left lung and parts of muscle tissue which have about the same volume. So the calculation algorithm can be tested in both kinds of tissue.

By selecting the length of the other structures equal (heart) or longer (spinal cord, lungs) than the PTV, it can be expected that dose gradients in the longitudinal direction do not seriously affect the measurement accuracy. We agree that these predefinitions do have only a restricted clinical relevance.

All together 54 TLD dosimeters are distributed over a single phantom slice. Every dosimeter consists of 2 TLD chips. The large number of absolute dose measurements allows doing some statistical analysis of the calculation exactness in different parts of the phantom. But it gives you and us a lot of work to document the doses for these points!

In the appendix (chapter 8) of this instruction you find more details. References (→ 8.x) are placed in the text.

1.3. How to handle the phantom?

We are glad to offer two identical phantoms for this intercomparison. They are privately owned by the institutions at St.Gallen and at the University of Bern. Please, be careful by handling them. It is obvious to us that a phantom used intensely changes his appearance as time goes by. But, if you cause damage or you detect something unexpected, please inform Hans Schiefer. Mail: johann.schiefer@kssg.ch.

Please, send the phantom in any case **by EXPRESS and REGISTERED** to the next institution participating in the intercomparison!

The code of all locks used to close up the box is: 8 – 1 – 8.



1.4. Documentation

A copy of these instructions as well as the data sheet (Excel) are available online:

<http://www.sgsmp.ch/intercomp/>.

Please, save the Excel file to disc, than open it from your hard disk. The file consists of two parts: "Questionnaire" and "Report". Fill in all the information required for the evaluation. Input fields show a light yellow background, until they have been filled in.

In order to avoid transcription errors, the Excel file will be used directly for the evaluation: When completed, please, forward it to Hans Schiefer by mail:

Johann.schiefer@kssg.ch

Paper copies will not be accepted.

On the same URL you find CT and structure data in the DICOM file format. This allows you to test some irradiation techniques before the intercomparison starts at your institution. Please, use the CT data acquired at your institution for the intercomparison dose calculation.

If you have any questions, please contact:

In particular if you prefer to discuss with a French speaking colleague:

Véronique Vallet Tel. : 021 314 46 28 Mail : Veronique.Vallet@chuv.ch

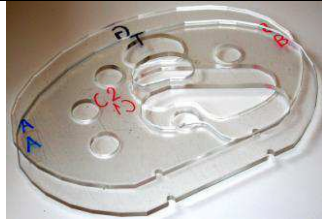
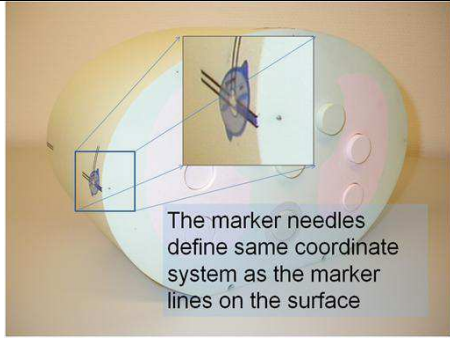
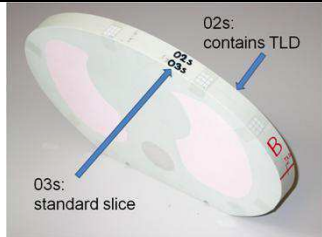
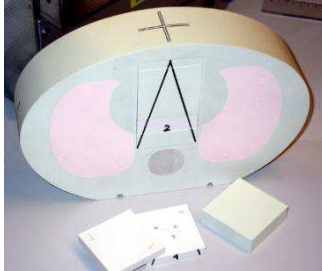
or :

Hans Schiefer Tel. : 071 494 22 39 Mail : Johann.schiefer@kssg.ch

2. Phantom materials and accessories

2.1. Components of the CIRS phantom

All slices have the same cross-section. They should be assembled in the sequence described in the context of the different works step.

Nomenclature	Length	Description	image
contour slice C1	0.5 cm	C1 contains PTV and heart structures and drillings for the cylinders standing out from slice 01. Same outline as the other slices.	
slice 01	15 cm	<p>Slice 01 accommodates cylinders or adapters for ionisation chamber measurements.</p> <p>You will find information about the suitable ionisation chamber adapter in appendix 8.1.</p> <p>6 Marker needles define the coordinate system on films placed between slice 01 and slice 02.</p> <p>Since the film marker needles are represented clearly (otherwise, adapt the brightness / contrast ratios) in the CT slices it is not necessary for the CT scan to put additional positioning markers on the surface of the phantom. Please have an own look to the marker lines and the needles on slice 01!</p>	 <p>The marker needles define same coordinate system as the marker lines on the surface</p> <p>Attention: Slice 01 contains of marker needles. Be aware to not damage other slices!</p>
slice 02 to 08	1 cm	Numbered standard slices without special purpose	--
„sandwich“	2 cm	<p>The „sandwich“ is made of two slices taped together. It contains the TLDs.</p> <p>You will find information about the construction and the effective TLD measurement plane in appendix 8.2.</p>	
6.3 cm slice Inserts: - „mini phantoms“ (→8.3) - „Substitute“ (→2.2)	6.3 cm	<p>The 6.3 cm slice contains a cubic cavity to adopt the „mini phantoms“.</p> <p>You will find information about the construction and the effective TLD measurement plane in appendix 8.3.</p>	


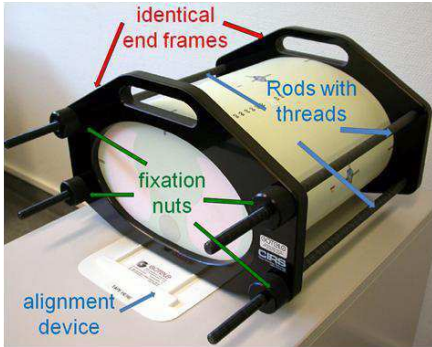

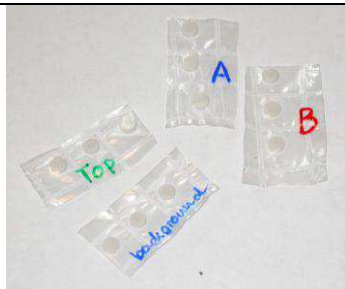
Slice 14	2 cm	End slice without special purpose	
Contour slice C2	0.5 cm	C2 contains PTV and heart structure. Same outline as the other slices.	→ contour slice C1

Table 2.1: Slice types of the CIRS phantom

2.2. Other materials

Nomenclature	Description	Image
Components for the phantom assembly		
1 alignment device	→ appendix 8.4.	
4 rods with threads on both ends	→ appendix 8.4.	
4 fixation nuts	→ appendix 8.4.	
2 end frames	→ appendix 8.4.	
Other components		
adapters for ionisation chamber measurements	→ appendix 8.1.	
TLD strips “A”, “B”, “Top” and “background”	Serve to measure the dose contribution of the CT acquisition	
“mini phantoms”	→ appendix 8.3.	→ 6.3 cm slice
“substitute”	Filled with dummy TLDs which will not be evaluated. Marked with number 2 or 4.	
2 locks for the box	Code: 8 – 1 - 8	

3. General phantom assembly

The general assembly is shown in the appendix 8.4. Details concerning the assembly for particular works step are described below. Table 7.1.3 lists an overview. All sketches and images are shown from the B side; → figure 3.1.

3.1. Orientation of phantom slices

By assembling the phantom it is important to take care of the left-to-right orientation of the „sandwich“. All phantom slices are labeled on the top of the phantom. Those labels have to lie on a line (see figure 3.1). The rotational orientation of the “mini phantom” and the “substitute” in the cavity is not critical.

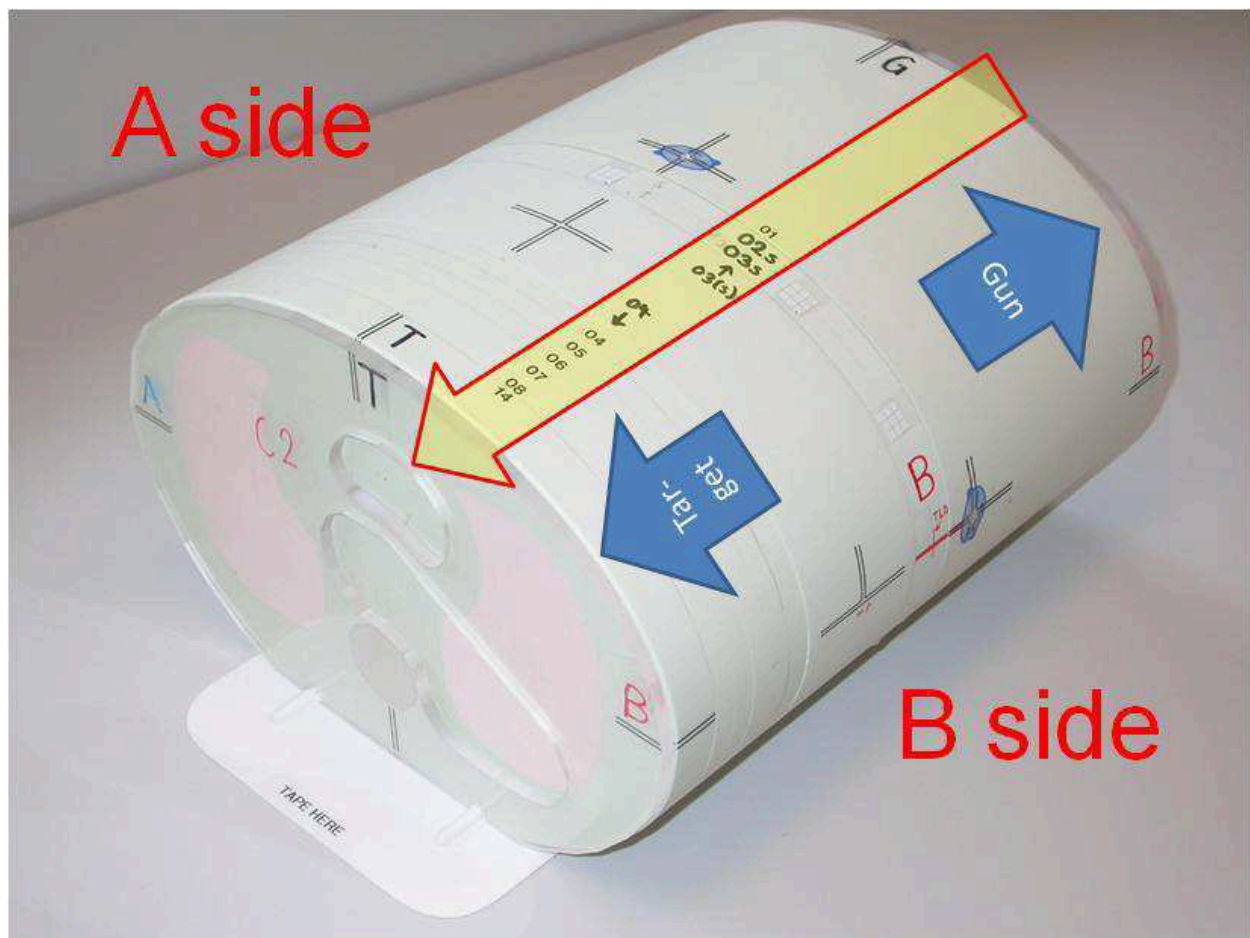


Figure 3.1: View on the B side of the phantom mounted for the CT acquisition (without strips). All numbers lie on the same side; see transparent arrow.

4. CT acquisition

Please, apply the common CT parameters used at your institution. The slice spacing should be 2.5 mm to 3 mm. The scan includes both end frames.

4.1. Test scans

If there is any doubt about the appropriate scanning parameters we suggest to perform a test scan. Please, apply the common parameters used at your institution for this purpose.

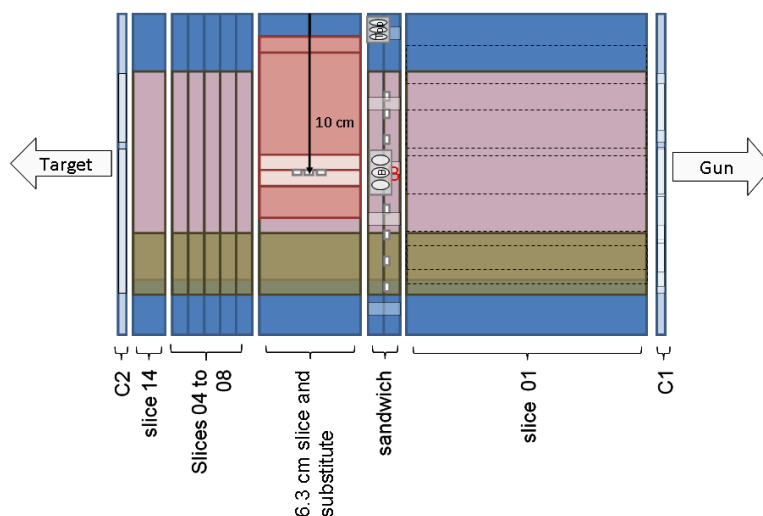
Before irradiation, check the following items:

- The „sandwich“, the „mini phantoms“, the strips „A“, „B“ and „Top“ and the background TLDs are out of CT room:
 - The „sandwich“ is replaced by the slices 02 and 03.
 - The „substitute“ phantom is mounted into the „6.3 cm slice“. It is labeled with a „4“ or „2“.
 - The TLD strips „A“, „B“ and „Top“ designated for the CT dose measurement are NOT fixed on the phantom surface.

To avoid erroneous irradiation of the TLDs it is recommended to do the test scan with the slice 01 (15 cm thick) only.

4.2. Phantom assembly for the CT acquisition

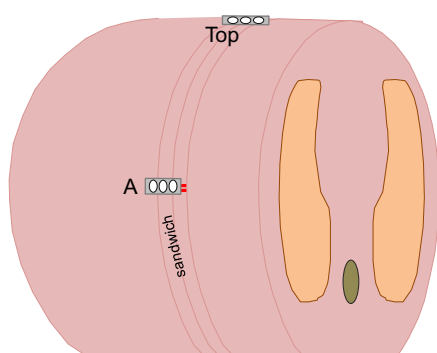
4.2.1. Phantom assembly



1. contour slice C1
2. slice 01
3. „sandwich“ with TLD strips „A“, „B“, „Top“, „background strip“ outside irradiation room.
4. 6.3 cm - slice with „Substitute“ (→ 8.3)
No „mini phantom“ is mounted!
5. slices 04 to 08
6. slice 14
7. contour slice C2

Figure 4.1.1.: Sequence of phantom slices for the CT scan

4.3. Measurement of the CT dose contribution



The dose applied to the TLDs of the „sandwich“ is measured with 3 TLD strips. Each of them contains 3 TLDs. They have to be mounted on the surface of the „sandwich“. The „background strip“ is kept outside the irradiation room. Further details → 8.5 and 8.6.

Figure 4.3.: Positions of the TLD strips on the surface of the „sandwich“. The CT TLD on the B side are not shown. They lie opposite to the CT TLDs on the A side.

4.4. Origin of the CT-data set

Vertical and lateral coordinates: Intersection of the positioning marks on slice 01.
 Longitudinal coordinate: No prescription

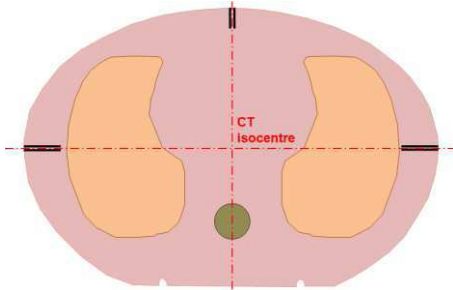


Figure 4.3.: Vertical and lateral origin of the CT data set. The marker needles on the transversal surface of the slice 01 define the same coordinate system. In the CT slices the needles are well represented. So additional marker balls on the surface of the phantom are not needed.

4.5. Acquisition

Only one CT run is allowed. Please, read the Excel sheet (4.6) before acquisition! → 8.6!

Before irradiation, check the following items:

- The „sandwich“ is mounted. Please, consider the left to right orientation!
- The „substitute“ phantom is put into the „6.3 cm slice“. It is labeled with a „4“.
- The TLD strips „A“, „B“ and „Top“ are designated for the CT dose measurement. Please, fix them on the phantom surface as shown in figure 4.5.
- The background TLDs strip is out of the treatment room.

After acquisition: The TLD strips are no more irradiated. Please, store them in a safe place.

4.6. Documentation

Please, enter the scan parameters in the Excel sheet „Questionary“ → „4.6. Acquisition parameters of CT scan“.

If it was unavoidable to repeat the scan, the 2nd scan parameters have to be documented in the Excel sheet, too.

5. Contouring

The spinal cord and lung contours start in the first / last slice showing the lung structure. You find general remarks to the PTV shape in 1.2.

5.1. Lungs and TLD detectors

Since the CT values of the lung and the TLD structures differ from water they can be contoured easily. The structures (PTV, heart, spinal cord, right lung, left lung [without PTV!], TLD) do not overlap. So the left lung has to be contoured without the PTV.

One TLD detector consists of two TLD discs. The height of one detector is $2 \times 0.9 \text{ mm} = 1.8 \text{ mm}$, the diameter is 4.5 mm. There are 54 TLD detectors which are pooled into 7 groups provided with dose constraints (→ figure 5.1):

- Tumour inside muscle tissue: TN01 to TN11
- Tumour inside lung tissue: TL01 to TL11
- Left lung outside tumour LL01 to LL08
- Right lung: LR01 to LR08

- Heart: H01 to H05
- Spinal cord: M01 to M05
- Normal tissue: N01 to N06

If the planning system is able to manage such a lot of contours, please use the TLD detector names shown in figure 5.1.

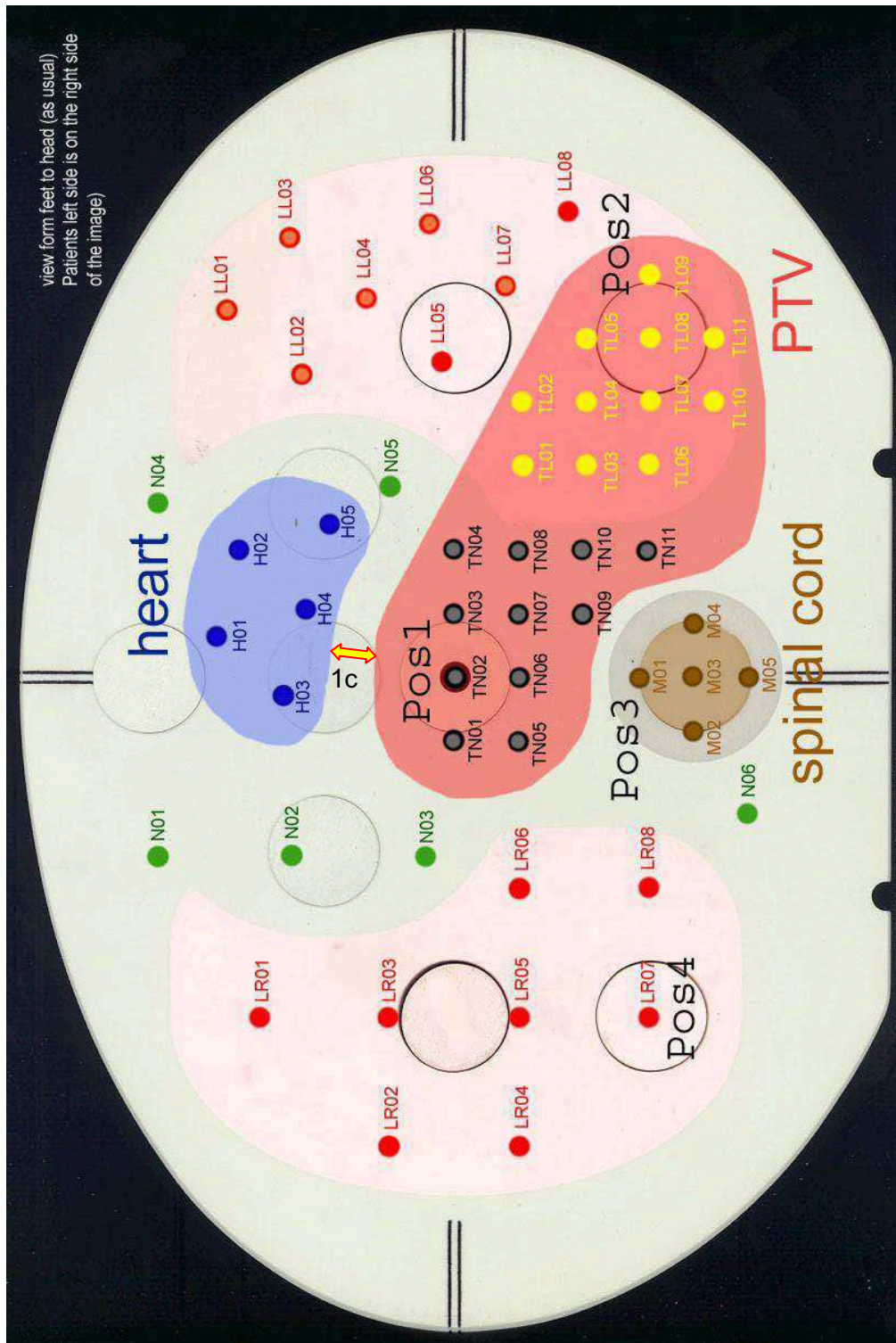
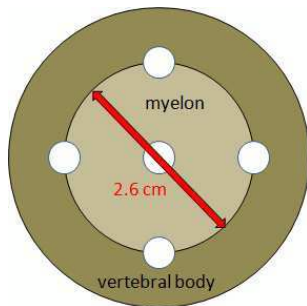


Figure 5.1: 54 Positions for TLD measurements: 4 positions (NT02, TL08, M03 and LR07) are also designated for ionization chamber measurements (Pos1 to Pos4).

5.2. Spinal cord



Since only the vertebral body is shown in the CT slices, the definition of the spinal cord of this structure has to be done geometrically:

The spinal cord is surrounded concentrically by the vertebral body. The centre matches to the central TLC position M03 (figure 5.1. and 5.2.). 4 further TLD positions lie on the periphery of the spinal cord. The diameter of the spinal cord is 2.6 cm. It extends from top to bottom of the phantom.

Figure 5.2.: Geometrical definition of the spinal cord within the vertebral body

5.3. PTV and heart

The shapes of the PTV and of the heart are defined by two Perspex contour slices C1 and C2 (→Figure 5.3.). In the length dimension, both contours are centred symmetrically around the TLD measurement plane within the „sandwich“ (→ 8.2). Their length is as close to 8 cm as possible.

Recommended procedure:

1. Delineate heart and PTV structures in the planes depicted within C1 and C2:
The smallest distance between PTV and heart is 1.0 cm (see figure 5.1). Adapt the brightness and the contrast so that the represented distance amounts to 1.0 cm; then delineate the PTV and the heart. (→ appendix 8.9)
2. Interpolate both structures in the longitudinal direction
3. Delete contours outside the 8 cm range around the TLD measurement slice

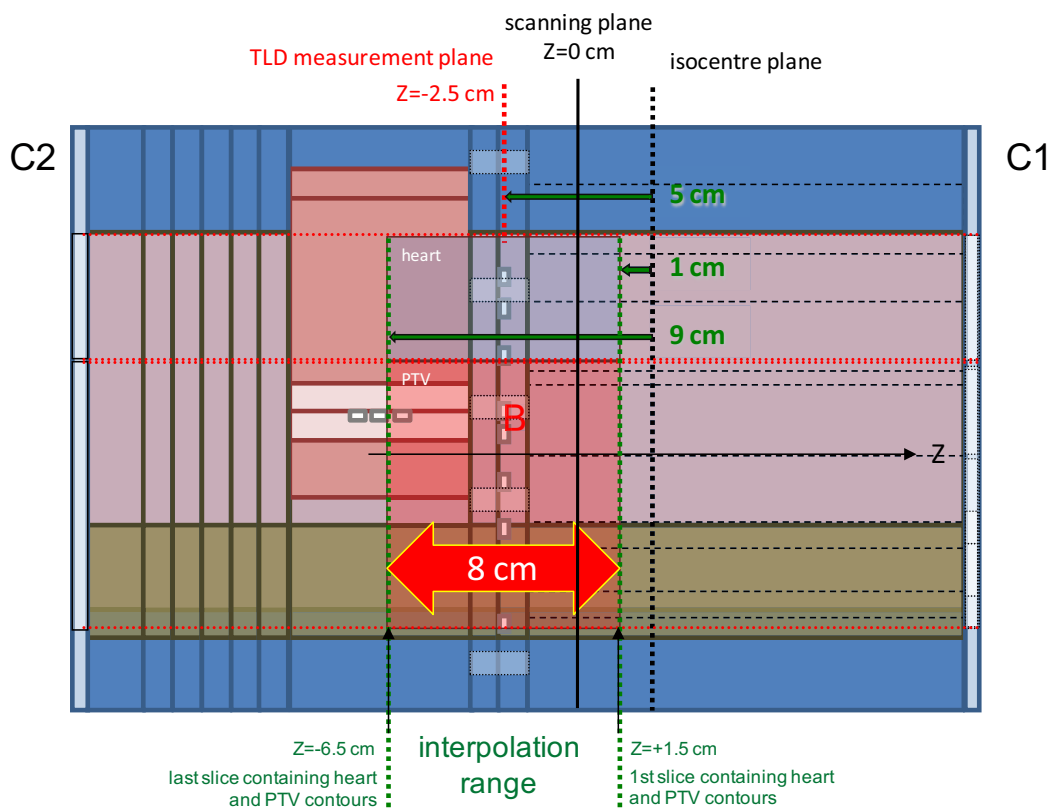


Figure 5.3: Definition of heart and PTV structures

6. Planning process

6.1. Absolute dosimetry planning

It is intended to check only the 6X photon beam of the machine which is used for the IMRT intercomparison. Checks of other energies are offered on special request. The measurement is done with a “mini phantom” inside the 6.3 cm slice of the thorax phantom. The normalization point lies in the gravity centre of the central TLD detector (see figure 6.1.1 and 8.3). The depth is (about) 10.0 cm. If possible in time and wished by an institution, other photon energies of the used machine can be checked by the same measurement technique.

6.1.1. Planning parameters

Energy:	6X (and other photon energies, if available on the IMRT machine)
FSD	90 cm
Field size:	10 cm x 10 cm
Gantry angle:	0°
Collimator angle:	0°
Dose _{TPS} :	as next to 2.000 Gy as possible (not 1.000 Gy; as in previous intercomparisons!)
# MU:	calculated by TPS with the same inhomogeneity correction as the IMRT plan
Isocentre:	at the position of the central TLD detector inside the “mini phantom”

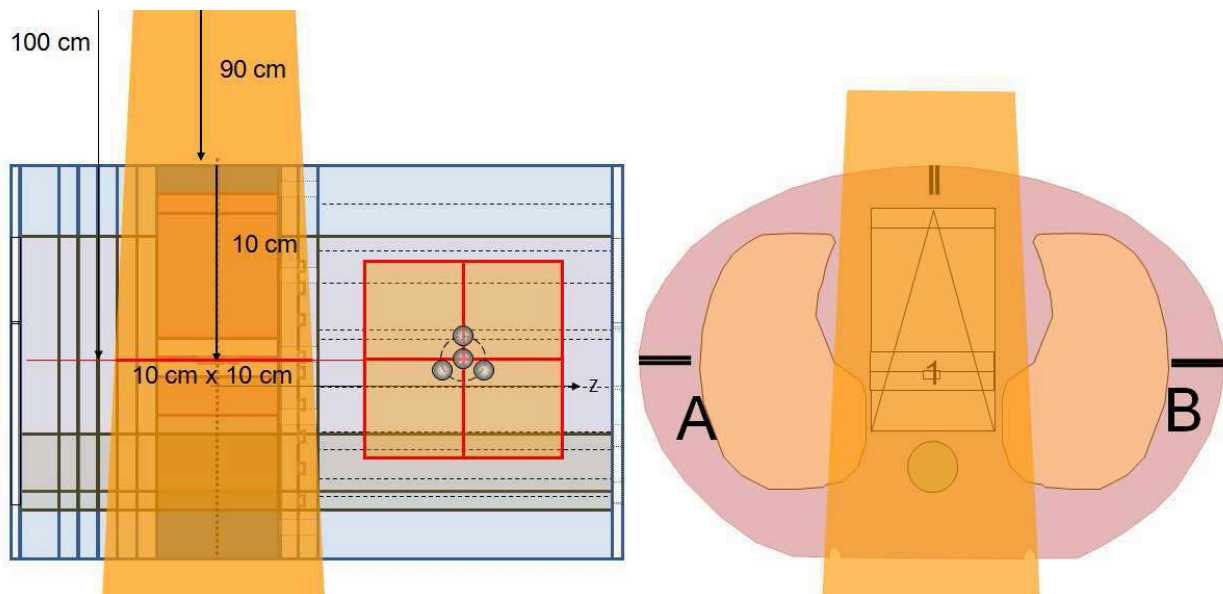


Figure 6.1.1 (left side): Lateral view: position of the isocentre for the absolute dosimetry check.
Insert on the right: BEV with 4 dosimeters.

Figure 6.1.2 (right side): Transversal view

6.1.2. Documentation

Please, enter the planning parameters in the Excel sheet “Questionary” → “6.1 Absolute dosimetry planning”. You find more information in the appendix 8.8.

6.2. IMRT planning

6.2.1. Planning parameters

Energy: 6X
 Dose: see constraints (6.2.3)
 Inhomogeneity correction: common algorithm used at your institution

6.2.2. Isocentre position

Within the frame of the IMRT dosimetry intercomparison TLD measurements enable an absolute comparison with the TPS calculated doses. Therefore it is advantageous that the TLD measurement plane coincides with the main calculation plane.

We decided to set the measurement plane 5 cm off axis from the isocentre plane. So the measurement plane is outside the beam divergence. This choice helps to avoid measurement artefacts caused by the measuring equipment itself and by air inclusions between adjacent slices; → 8.7.

Figure 5.3 shows the position of the isocentre plane relative to the TLD measurement plane: The z coordinate of the isocentre is 5 cm larger than the z coordinate of the TLD measurement plane. The x and y coordinates can be selected according to the planning requirements.

Only the dose distribution in the mean plane through the PTV will be checked.

6.2.3. Constraints

In the context of an IMRT dose intercomparison the constraints have to fulfill some partly contradictory demands (see 1.2.):

- From the medical view they should be meaningful.
- From the physics view some effect caused by the constraints on the dose distribution should be measurable.
- It should be possible to fulfill the constraints by using IMRT techniques.
- But it should not be trivial to fulfill them.

It was not able to follow one of the existing protocols dealing with lung tumours. The selected constraints represent a compromise to the requirements stated above:

PTV: prescribed median Dose = 2 Gy

Spinal cord: < 75% of the prescribed dose (< 1.5 Gy)

Both Lungs without PTV:

< 20% of the lungs receive more than 35% of the prescribed dose (< 0.7 Gy)

Heart: < 55% of the prescribed dose (< 1.1 Gy).

6.2.4. Documentation

Please, specify in the Excel sheet “Questionary” → “6.2 therapy planning”:

- Unless you use another PTV dose prescription method than “median dose to PTV =! 2.00 Gy”:
 - The PTV dose prescription method which you have applied to normalize the plan.
 - The median dose to the PTV, which results in your normalization method.
- Dose and DVH information concerning the structures → table.
- The lateral and vertical isocentre coordinates relative to the CT-coordinate system, dx and dy (see Figure 6.2.4).

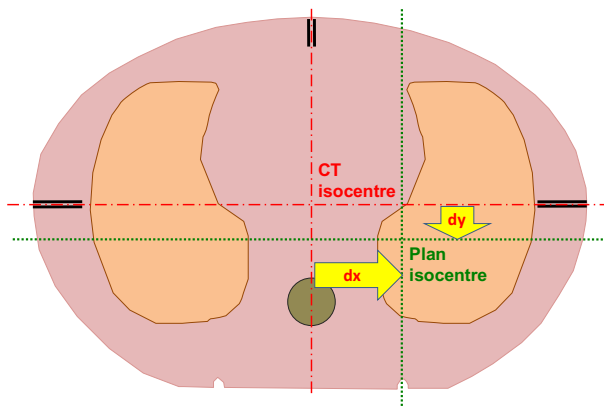


Figure 6.2.4. relative x and y coordinates of the plan isocentre to the CT isocentre. In the shown example dx is positive and dy is negative.

Please, enter in the Excel Sheet “Report” the point doses and standard deviations for all 54 TLD positions.

Please, attach to the “sandwich” you send back to St.Gallen after irradiation:

- a paper plot of the dose distribution in the measurement plane of the “sandwich”. Units: [Gy].
- A DVH paper plot for the following structures (units: % volume / % dose):
 - PTV
 - Spinal cord
 - Both lungs without PTV
 - Heart

7. Irradiation process

7.1. General considerations

In chapter 7.1 you find some short comments about the principles of the measurements. For details see 7.2 ff.

7.1.1. Principles of the measurements

7.1.1.1. Absolute dosimetry check

The absolute dosimetry check is done in the thorax phantom with the ionisation chamber and with TLDs. The markers on the slice 01 (ionisation chamber measurement) or on the 6.3 cm slice (TLD measurement) define the effective measurement positions and the needed isocentre position relative to the phantom. But, independent on the marker position: **The focus to phantom distance is exactly 90.0 cm (see 8.10)!**

7.1.1.2. IMRT dosimetry check

All measurements are performed in the same transversal plane relative to the isocentre. The off axis distance is always 5.0 cm. The measurements are done with the ionisation chamber, with TLDs and with a film. Since different parts of the phantoms are dedicated for measurements with different equipment, the phantom has to be moved in the longitudinal direction depending on the used detector. This can be done since the phantom CT density does “not” vary in the longitudinal (z-) direction.

7.1.2. Main errors which can occur

Please, pay attention to the following potential errors, especially by handling TLD detectors:

- Do not irradiate detectors unintendedly by forgetting them in the phantom or in the treatment room if they are not used for measurements.
- Consider the orientation of the „sandwich“ (B side towards the right side; seen from table to gantry)
- Take care of the intended off-axis distance of the detector to the isocentre. For checks of the IMRT plan, this distance is 5.0 cm.

You find detailed information about the phantom assembly of all work steps in Table 7.1.3.

7.1.3. Time spent at linac (without machine check)

• Mount of the phantom; installation of measurement equipment:	0.50 h
• Absolute dosimetry (ionisation chamber and TLD) for 1 energy:	0.50 h
• IMRT with ionisation chamber: 1 full irradiation run / checked position	0.50 h
• IMRT with Film: 2 full irradiation runs	0.50 h
• IMRT with “Sandwich”: 1 full irradiation run	0.25 h
• Dismount	0.50 h

All together: 2.75 h

One run is taken into account with 10 minutes, + installation of the measurement equipment = 5 minutes

7.1.4. Equipment assembly of all work steps

Work step		Measurement equipment	← detailed information	C1	Slice 01	Adapter and Ionisation chamber	Film	Slice 02, 03	„sandwich“	TLD strips for CT dose meas.	6.3 cm slice	Substitute	„mini phantom ...“	Slice 04 to 08	Slice 14	C2
CT scan		TLD strips	4.2	m	m				m	m	m	m		m	m	m
Absolute dosimetry	energy 1	Ionisation chamber in Pos 1	7.2	m	m	m		m			m	m		m	m	m
	energy 2 (if available)	Ionisation chamber in Pos 1	7.2	m	m	m		m			m	m		m	m	m
	energy 3 (if available)	Ionisation chamber in Pos 1	7.2	m	m	m		m			m	m		m	m	m
	energy 1	„mini phantom“ 1	7.3	m	m			m			m		1	m	m	m
	energy 2 (if available)	„mini phantom“ 2	7.3	m	m			m			m		2	m	m	m
	energy 3 (if available)	„mini phantom“ 3	7.3	m	m			m			m		3	m	m	m
IMRT irradiation		Ionisation chamber	7.4	m	m	m		m			m	m		m	m	m
		„sandwich“	7.5	m	m				m		m	m		m	m	m
		Film (repeated twice)	7.6	m	m		m	m			m	m		m	m	m

Table 7.1.4: Equipment assembly for all work steps if the IMRT intercomparison.

m:

mounted

Cell with red background:

Be aware not to irradiate TLDs or films unintendedly!

Cell with green background:

detector

By taping the alignment device (as indicated on the alignment device itself) on the table, you can prevent an unintentional displacement of the phantom. This is of value especially for the IMRT irradiation, since the required movement of the phantom can be realized by moving the Table in the longitudinal direction.

7.2. Absolute dosimetry with ionisation chamber

7.2.1. Phantom assembly

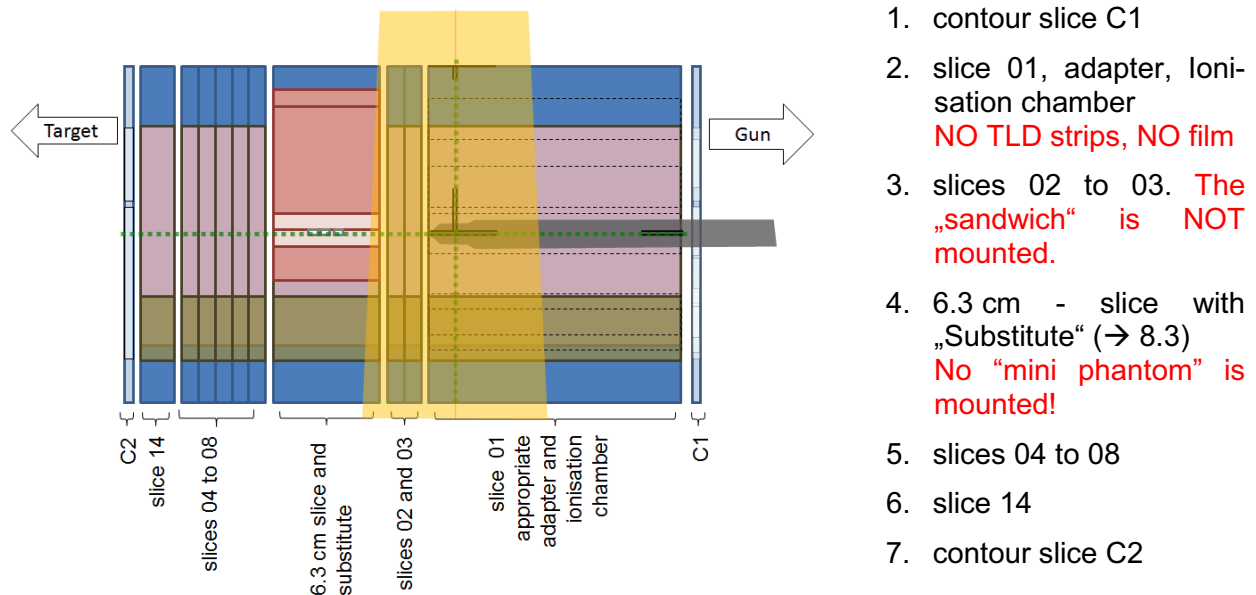


Figure 7.2.1.: Sequence of phantom slices for the absolute dosimetry check with the ionization chamber. The lasers are delineated with a green dotted line. They agree with the position marks on the slice 01.

7.2.2. Measurement

Procedure

- Select the appropriate ionisation chamber adapter (→ 8.1).
- Put the adapter in the “slice 01” at “Pos 1” (→ Figure 5.1). The effective measurement point of the chamber lies in the intersection of the positioning marks (also in z direction!).
- Move the phantom so that the lasers intersect with the positioning markers on the slice 01.
- **The focus to phantom surface has to be exactly 90.0 cm (see 8.10).**
- The machine and field parameters are identical to the planning parameters → 6.1).
- Apply the number of MU calculated with the TPS for the selected energy.
- Repeat the measurement with all photon beams available on this machine.

Before irradiation, check the following items:

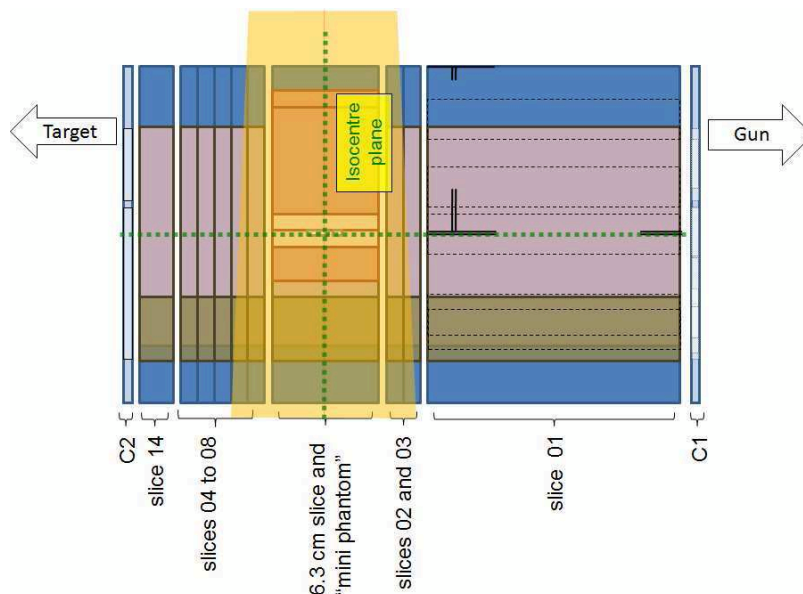
- The „sandwich“ is out of the treatment room.
- The „substitute“ phantom is put into the “6.3 cm slice”. It is labeled with a “4”.
- The TLD strips “A”, “B” and “Top” are out of the treatment room.
- The background TLD strip is out of the treatment room.
- All “mini phantoms” are out of the treatment room.
- The films are out of the treatment room.

7.2.3. Documentation

Please, enter the ionisation chamber measurements results in the Excel sheet “Questionary”; → “7.2 & 7.3 Absolute dosimetry: ionisation chamber & TLD measurements”.

7.3. Absolute dosimetry with TLDs

7.3.1. Phantom assembly



1. contour slice C1
2. slice 01
NO TLD strips, No film
3. slices 02 to 03. The „sandwich“ is **NOT** mounted.
4. 6.3 cm - slice with the „mini phantom“ provided for the checked energy(→ 8.3)
5. slices 04 to 08
6. slice 14
7. contour slice C2

Figure 7.3.1.: Sequence of phantom slices for the absolute dosimetry check with “mini phantoms” loaded with TLDs. The marks on the 6.3 cm agree with the position of the central TLD detector within the “mini phantom” slice. Lasers: green, dotted lines (see figure 8.11).

7.3.2. Measurement

Procedure

- Select the appropriate “mini phantom”. The assignment “energy → mini phantom number” is defined in the Excel sheet “Questionary”; part 7.2 & 7.3.
- Put the “mini phantom” in the 6.3 cm slice (see figure 6.1.1, 6.1.2, and 8.3. The effective measurement point of the central TLD detector lies in the intersection of the positioning marks on the 6.3 cm slice.
- The lasers have to intersect with the positioning markers on the 6.3 cm slice.
- **The focus to phantom surface has to be exactly 90.0 cm (see 8.10).**
- The machine and field parameters are identical to the planning parameters → 6.1.1).
- Apply the number of MU calculated with the TPS for the selected energy.
- Repeat the measurement with all photon beams available on this machine.

Before irradiation, check the following items:

- The „sandwich“ is out of the treatment room.
- The “mini phantoms” which are not provided for the energy to be checked are out of the treatment room..
- The TLD strips “A”, “B” and “Top” are out of the treatment room.
- The background TLD strip is out of the treatment room.
- The films are out of the treatment room.

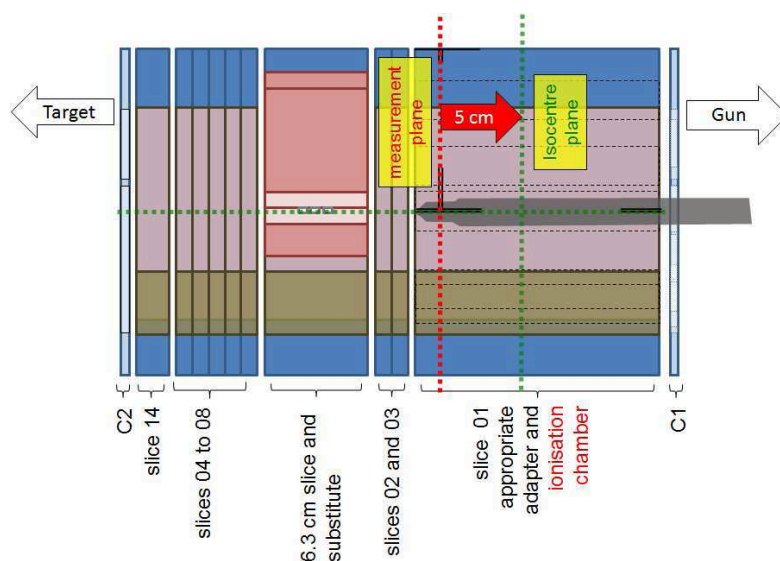
After acquisition: The “mini phantoms” are no more used. Please, store them in a safe place.

7.3.3. Documentation

No documentation needed.

7.4. IMRT dosimetry with ionisation chamber

7.4.1. Phantom assembly



1. contour slice C1
2. slice 01
NO TLD strips, No film
3. slices 02 to 03. The „sandwich“ is NOT mounted.
4. 6.3 cm - slice with the „substitute“. No „mini phantom“ is mounted
5. slices 04 to 08
6. slice 14
7. contour
8. slice C2

Figure 7.4.1.: Sequence of phantom slices for the IMRT dosimetry check with the ionization chamber. The measurement plane (red, dotted line) agrees with the intersection of the positioning markers on slice 01. The z coordinate of the field isocentre is 5 cm larger. The x and y coordinates have to be selected following the determination done in the planning process (see figure 8.11).

7.4.2. Measurement

The Positions „Pos1“ and „Pos2“ in the slice 01 are provided to measure point doses in the muscle tissue and the lung range of the tumour. Please, do the measurement for both positions. Optional measurements can be done in other positions (see figure 5.1).

Procedure

- Put the “substitute” in the 6.3 cm slice (see figure Figure 6.1.b: and 8.3).
- Put the appropriate adapter and the ionisation chamber into “Pos1”.
- z Positioning of the phantom relative to the isocentre:
 - The lasers intersect with the positioning markers on the slice 01 to start with, then
 - Move the treatment table longitudinally 5 cm in the T direction (see figure 7.4.1)
- Perform the x and y positioning of the phantom according to the planning
- Start the measurement; apply the IMRT treatment
- Repeat the measurement with “Pos2” (and Pos 3, Pos 4, if you are interested in).

Before irradiation, check the following items:

- The „sandwich“ is out of the treatment room.
- All “mini phantoms” are out of the treatment room.
- The TLD strips “A”, “B” and “Top” are out of the treatment room.
- The background TLD strip is out of the treatment room.
- The films are out of the treatment room.

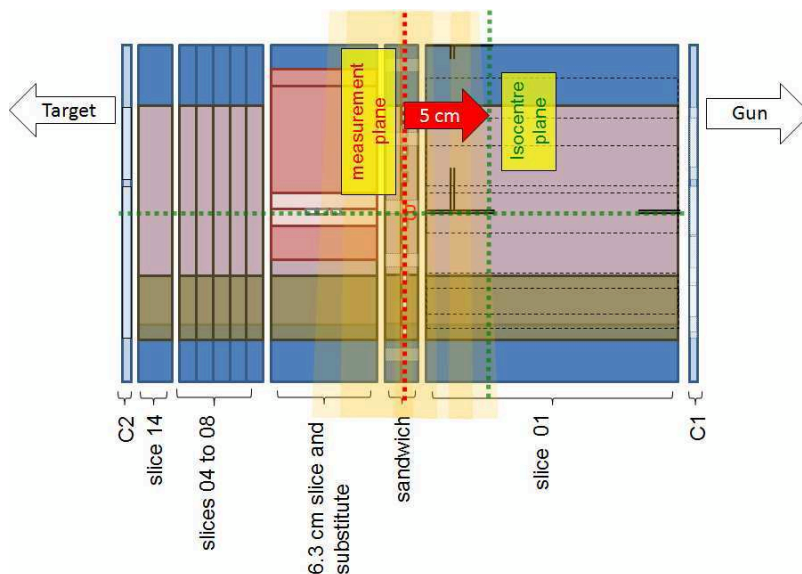
7.4.3. Documentation

Please, enter the ionisation chamber measurements results in the Excel sheet “Questionary”

→ “7.4 “plan dosimetry: ionisation chamber measurements”.

7.5. IMRT dosimetry with TLDs

7.5.1. Phantom assembly



1. contour slice C1
2. slice 01
NO TLD strips
3. „sandwich“
NO film mounted
4. 6.3 cm - slice with the
„substitute“. **No „mini
phantom“ is mounted**
5. slices 04 to 08
6. slice 14
7. contour slice C2

Figure 7.5.1.: Sequence of phantom slices for the IMRT dosimetry check with the TLDs loaded „sandwich“ (see figure 8.11).

7.5.2. Measurement

The measurement plane (red, dotted line) agrees with the effective TLD measurement plane in the „sandwich“ (see 8.2). The z coordinate of the field isocentre is 5 cm more cranial. The x and y coordinates have to be selected following the determination done in the planning process. (see figure 7.5.1).

Procedure

- Put the „substitute“ in the 6.3 cm slice (see figure Figure 6.1.1, 6.1.2, and 8.3).
- Mount the sandwich. Give attention to the correct left-to-right orientation.
- z Positioning of the phantom relative to the isocentre:
 - The lasers intersect with the effective TLD measurement plane of the „sandwich“ to start with, then
 - Move the treatment table longitudinally 5 cm in the T direction (see figure 7.5.1)
- Perform the positioning of the phantom in the x and y direction according to the planning
- Start the measurement and apply the IMRT treatment

Before irradiation, check the following items:

- The TLD strips „A“, „B“ and „Top“ are out of the treatment room.
- The background TLD strip is out of the treatment room.
- All „mini phantoms“ are out of the treatment room.
- The films are out of the treatment room.

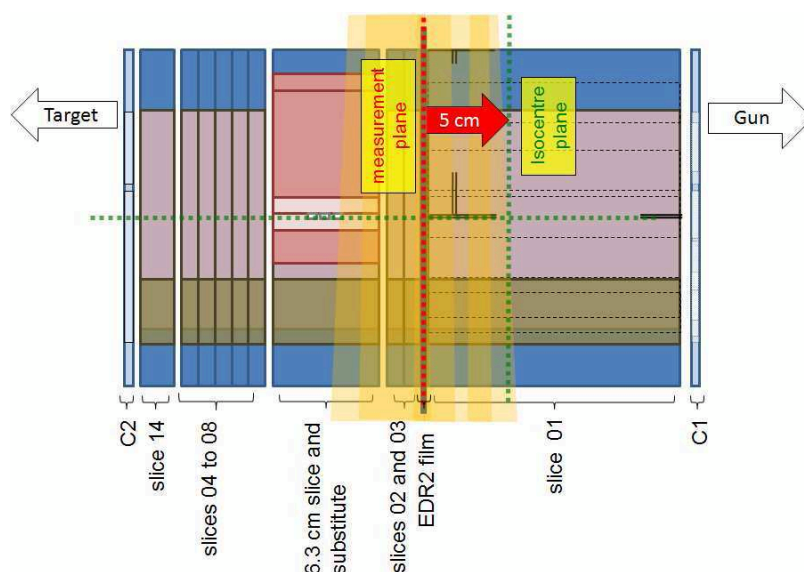
After acquisition: The „sandwich“ is no more used. Please, store them in a safe place.

7.5.3. Documentation

No documentation is needed.

7.6. IMRT dosimetry with EDR2 films

7.6.1. Phantom assembly



1. contour slice C1 with needle markers
2. slice 01
NO TLD strips
3. film
4. slice
5. slices 02 to 03. The „sandwich“ is **NOT** mounted.
6. 6.3 cm - slice with the “substitute”. **No “mini phantom” is mounted**
7. slices 04 to 08
8. slice 14
9. contour slice C2

Figure 7.6.1.: Sequence of phantom slices for the IMRT dosimetry check by film.

7.6.2. Measurement

Please, use one film from St.Gallen. The calibration film will be generated in St.Gallen. The film is placed between slice 01 and slice 02. The inner flat surface of the slice 01 contains marker needles. **Be aware to not scratch other slices with the marker needles.** The z coordinate of the field isocentre is 5 cm more cranial. The x and y coordinates have to be selected following the determination done in the planning process. To make the most of the film measurement range, please, **apply the IMRT irradiation TWICE on the same film.** Mark the upper right (seen from the table to the gantry) edge of the film with a needle puncture.

Procedure

- Put the film between slice 01 und 02.
- Put the “substitute” in the 6.3 cm slice (see figure *Figure 6.1.1, 6.1.2, and 8.3*).
- z Positioning of the phantom relative to the isocentre:
 - The lasers intersect with the markers on slice 01 (or the 6.3 cm slice) to start with, then
 - Move the treatment table longitudinally in order that the film plane intersects with the lateral lasers.
 - Move the treatment table longitudinally 5 cm in the T direction (see figure 7.6.1).
- Perform the x and y positioning of the phantom according to the planning.
- Apply the IMRT treatment twice.
- Check the puncture of the needles on the film before removing it.

Before irradiation, check the following items:

- The TLD strips “A”, “B” and “Top” are out of the treatment room.
- The background TLD strip is out of the treatment room.
- The „sandwich“ is out of the treatment room.
- All “mini phantoms” are out of the treatment room.

7.6.3. Documentation

No documentation is needed. **The film will be developed and evaluated in St.Gallen!**

8. Appendix

8.1. List of labeled ionization chamber adapters

Please, use the adapter dedicated for your ionisation chamber. So, the intersection of the positioning lines on the top and on the side of the slice 01 indicates the position of the effective ionisation chamber measurement point. All chambers are used without build-up cap.

Labeling for 9 adapters	0.6cc Farmer-Type Chamber PTW Nuclear Enterprise (NE)	0.3cc PTW N31003 / 31013 (equivalent to PTW N233641)	0.125cc PTW 31002 / 31010 (equivalent to PTW N233642), 31005 Multi- Data 233643
N : normal tissue	N CV 501	N CV 511B	N CV 511C
L : lung tissue	L CV 501	L CV 511B	L CV 511C
B : bone tissue	B CV 501	B CV 511B	B CV 511C

Table 8.1: list of adapters for different chamber types

8.2. Measurement plane of TLD sandwich

One of the „sandwich“ slices contains 54 drillings (diameter: 5 mm, depth: 2 mm; → figure 8.2). The drilled slice is indicated with an „A“ and a „B“ character. „B“ is on the same side as the tumour contour.

Each drilling is filled up with 2 TLDs (height: 0.9 mm; diameter: 4.5 mm) which form one dosimeter. So the centre of one dosimeter is 0.9 mm distant from the contact surface of the two slices. The other slice has not been modified and serves as a cover. The standard slices 02 and 03 serve to take the place of the „sandwich“. The „sandwich“ is mounted only for the CT scan and for one single irradiation with the IMRT plan.

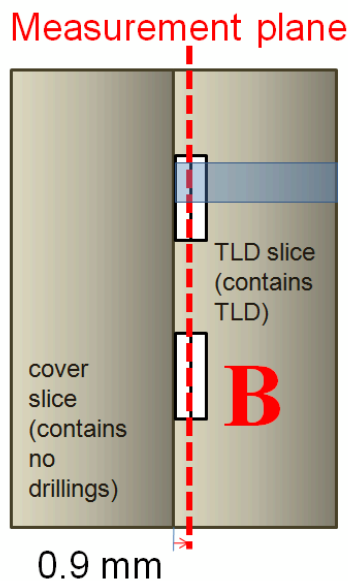


Figure 8.2: Position of the effective TLD measurement plane

8.3. Inserts of 6.3 cm slice

The cavity in the 6.3 cm slice (height: 11.3 cm; with: 6.3 cm) has to be filled up completely with plates (\rightarrow figure 8.3). The 2nd position (counted from the bottom to the top) is reserved for “mini phantoms” or the “substitute”. Please, note the black lines which form a reverted “V”.

“mini phantom”: marked with a black number 1 or 3 on the front side. The “mini phantom” is designated to check the absolute dosimetry for 6X. It contains 4 pairs of 2 TLDs.

“substitute”: marked with a black number 2 or 4: Designated for other irradiations than the absolute dose check for 6X. It contains waste TLDs which will not be evaluated. Same construction as the “mini phantom”.



Figure 8.3: position of the effective TLD measurement plane. The phantom from “Inselspital Bern” has no “V” marked on the inserts. The sequence of the inserts is, from bottom to top: 2 cm-slice; mini phantom (screws show upward), 6.3 cm-cube, 1cm-slice

We intend to check in the phantom the inhomogeneity correction in a simple geometry. We have measured factors which allow converting the phantom dose to the dose in water under standard conditions. So we will cross-check the converted measurement result with the dose $\text{Dose}_{\text{H}_2\text{O}}$ stated in the Excel sheet.

The dose measured with the ionisation chamber in the phantom conforms to the dose measured in water with the same geometry; the conversion factor is 1.000 for all photon energies.

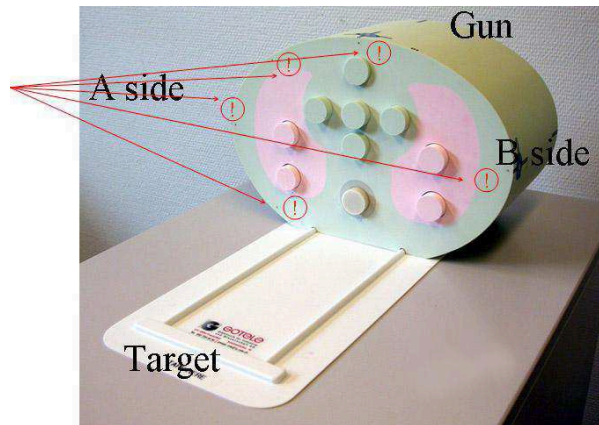
8.4. General assembly of the Phantom

Unlock movement
of the hand



Attention:

Slice 01 contains marker needles.
Be aware to not damage other slices!



Phantom mount:

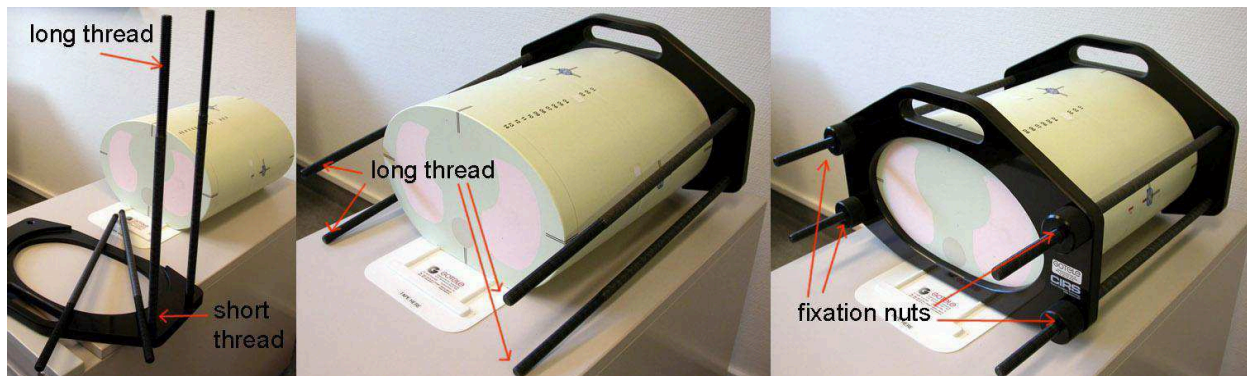


Figure 8.4: general phantom assembly (Details concerning the different work steps are described elsewhere.) We recommend to **tape the alignment device** on the T and G side **on the table!**

8.5. Measurement of the CT dose contribution

The strips are fixed on the surface of the „sandwich“. The total CT dose including scout acquisition and acquisition of the CT slices is measured. The position isn't critical because only the mean of the three measurements will be used to estimate the CT dose applied to the TLDs within the „sandwich“. One strip is fixed on the left side, the second on the top and the third one on the right side (seen from T to G).

8.6. CT acquisition

It is necessary to scan the phantom with the „sandwich“ since the measured dose on the TLD positions will be compared with the calculated dose by the TPS.

The „mini phantom“ serves to check the absolute dosimetry of all energies of the machine used for the IMRT intercomparison. Instead of one of the „mini phantoms“ the „substitute“, which has the same geometrical assembly and is filled with waste TLDs, is CT scanned. So an additional error arising from the CT irradiation can be avoided by checking the absolute dosimetry.

8.7. Influence of the irradiation shadow for a dosimeter 5 cm off axis

The TLD detector is about 2 mm high. The off-axis distance of the measurement plane is 5 cm. The shadow from one TLD detector is relevant for detectors within a neighbourhood less than 4 cm.

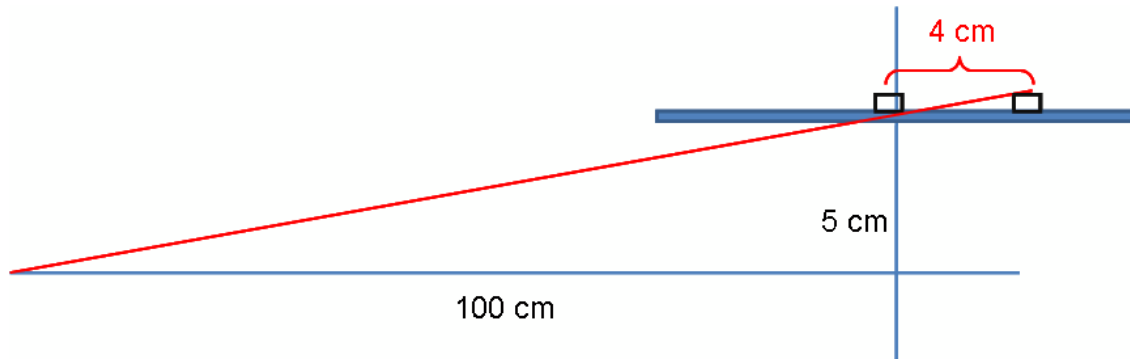


Figure 8.7: irradiation shadow

8.8. Absolute dosimetry planning

An intercomparison of ionisation chamber measurements done in the CIRS phantom (parameters described in 6.1.) and in a water phantom has shown that the same dose is measured. So it is possible to check the absolute dosimetry by using the CIRS phantom (parameters → 6.1.1).

Dose_{Phantom}: Stated dose to the phantom calculated with the IMRT inhomogeneity correction when applying N_i MU

This information serves to take into account a systematic deviation of the TPS planning process, including machine absolute calibration. The correction factor will be applied to the TLD measurements of the IMRT plan.

Dose_{H2O}: Dose to water calculated without inhomogeneity correction when applying N_i MU (parameters → 6.1.1.)

This information serves to check the absolute calibration of the machine. For 6X a factor which amounts to 1.01 has to be applied to convert the TLD dose measured in the CIRS phantom to the expected dose in water under standard conditions.

8.9. Delineation of PTV and heart

Due to the higher electron density of Perspex the area between the PTV and the heart is not represented clearly in the CT slices. By adapting the brightness / contrast ratio the artifacts disappear. The real minimal distance between the PTV and the heart structure is 1.0 cm.

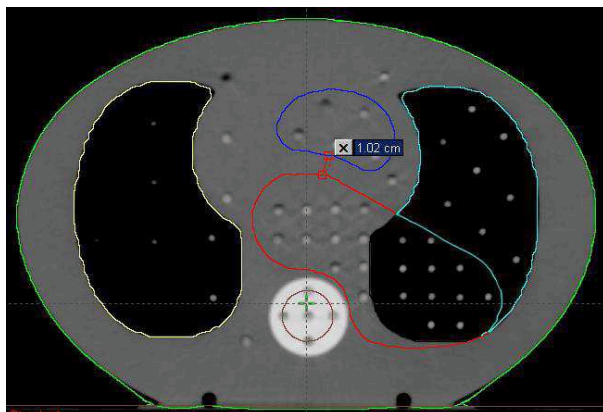


Figure 8.9: minimal distance between PTV and heart structure.

8.10. Absolute dosimetry with ionisation chamber and TLD

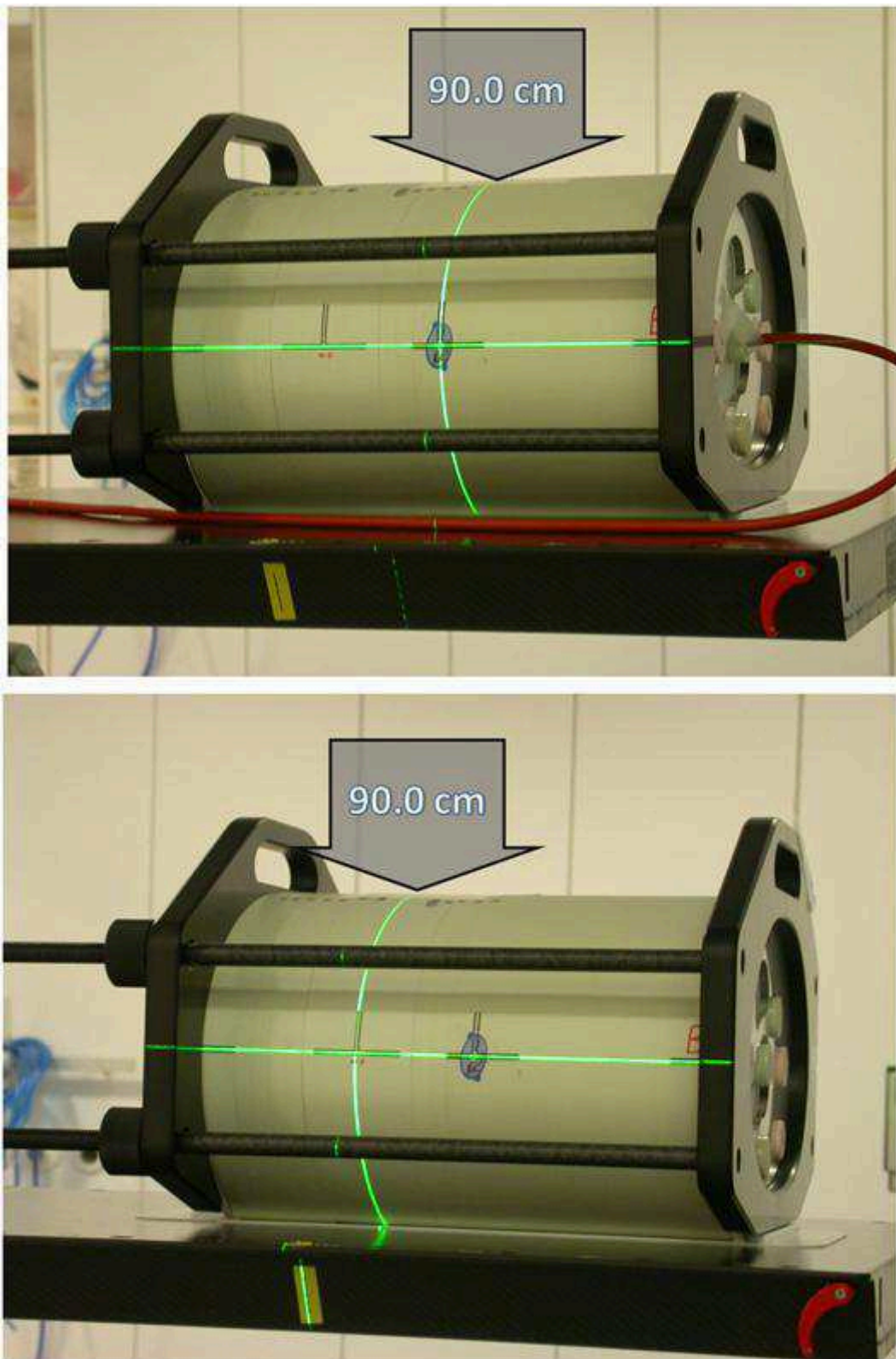


Figure 8.10: The focus to surface of the phantom distance has to be 90.0 cm (higher priority than Laser to marker coincidence).

8.11. Plan dosimetry

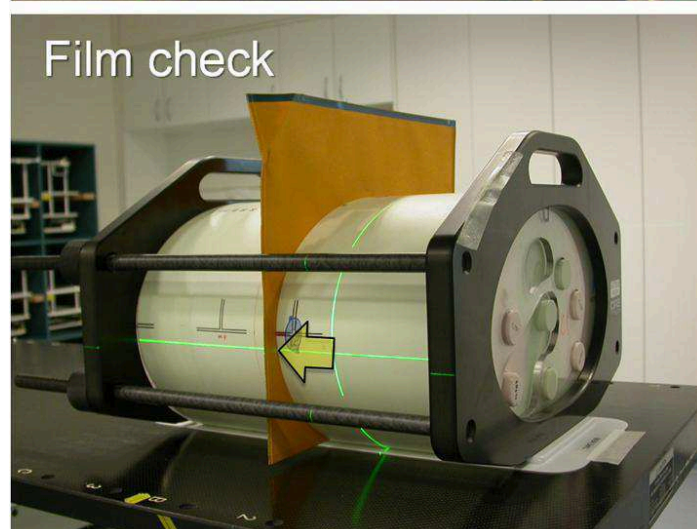
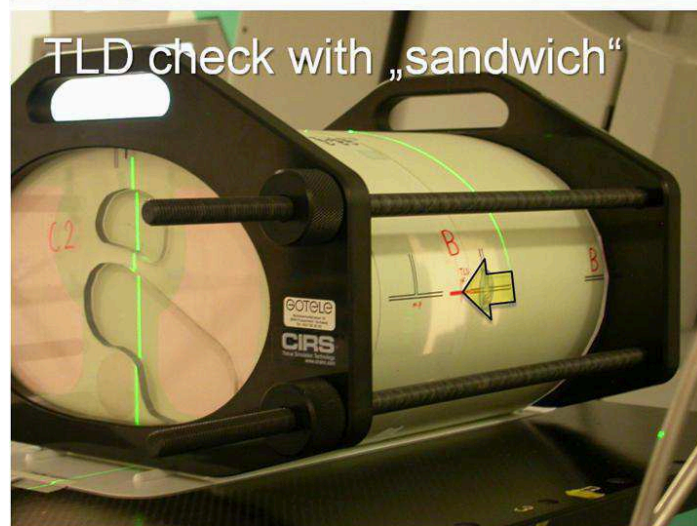
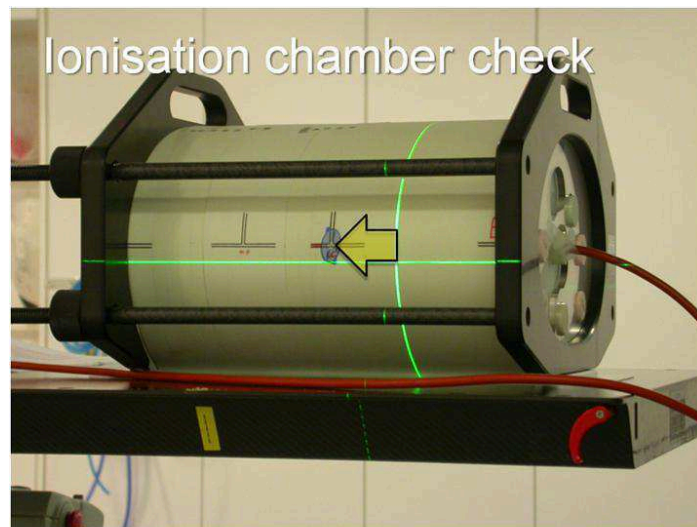


Figure 8.11: The vertical Lasers coincide with the field isocentre.
Yellow arrow: The longitudinal distance of the measurement point or the measurement plane to the transversal Laser is 5.0 cm.

9. Packing checklist

Please, examine carefully the checklist when you receive and send out the phantom and the accessories. Details concerning the components are listed in 2.1 and 2.2. See 8.4 too. If you are missing a component or you detect any damages, please, contact us as fast as possible!

The packets have to be sent by “EXPRESS” and “REGISTERED” (R) (“eingeschrieben”).

9.1. Entry



9.1.1. Downloaded Files

- ☐ This document: “intercomparison-2008-instructions.pdf”
- ☐ Excel file “Intercomparison-2008-data.xls”

9.1.2. In the black, large case

You received the black case from the predecessor institution. It contains:

- ☐ The slices 01-08 and slice 14 of the CIRS-Thorax-Phantom
- ☐ 2 contour slices
- ☐ A base plate which is used to position the phantom
- ☐ 2 end frames, 4 rods with threads, 4 fixation nuts (→ 8.4)
- ☐ 9 adapters: 3 chamber specific adapter types, each of them for 3 different tissue type types (normal, lung, bone).
- ☐ “6.3 cm slice” with “substitute” (Nr. 1 or Nr. 3)
- ☐ 2 locks to close up the case. The code of the locks is: 8 – 1 – 8.

9.1.3. In a separate packet:

You received a separate packet from St.Gallen. It contains:

- ☐ The TLD-„Sandwich“ built with two standard slices without engraved numbers. It contains 108 TLDs. It is not allowed to open the TLD-„Sandwich“.
- ☐ In a envelope: 4 TLD strips with 3 TLDs each (A, B, Top, Background)
- ☐ 1 “mini phantom”: It contains 8 TLDs and is numbered with a “1” (or a “3”).
- ☐ 2 EDR2 films (DO NOT USE YOUR OWN FILMS!!!). One film serves as reserve.

9.2. Outlet



9.2.1. Files to sending back to St.Gallen

- ☐ Excel file "Intercomparison-2008-data.xls"
- ☐ DICOM file [Gy] of the dose distribution in the measurement plane of the "sandwich" covering the full cross-section of the phantom. If you observe a considerable dose gradient in the longitudinal direction, please, send the dose distributions of the adjacent CT slices, too.

Please, check the completeness of the excel file and send it back by e-mail to St.Gallen. If you did the calculation with more than one algorithm: Please, put the information in a copied file.

9.2.2. In the black, large case

- ☐ All components from 9.1.2

Please, forward the black case by "EXPRESS" and "REGISTERED" (R) to your successor institution. You got the address by e-mail.

9.2.3. In a separate packet:

- ☐ All components from 9.1.3
- ☐ Paper plot of the dose distribution in the measurement plane of the "Sandwich".
Units: [Gy].
- ☐ Paper plot of DVH for: PTV, both lungs (without PTV), heart, and spinal cord
[% volume / % dose].

Please, forward the separate packet by "EXPRESS" and "REGISTERED" (R) back to St.Gallen.

Return address to St.Gallen:

Hans Schiefer
Klinik für Radio-Onkologie
Kantonsspital St.Gallen
9007 St.Gallen

The SGSMP IMRT intercomparison 08: irradiation documentation



List of contents

GENERAL INFORMATION

- A [institution](#)
- B [treatment machine](#)
- C [TPS and calculation algorithm](#)

INFORMATION CONCERNING INTERCOMPARISON

- 4.6 [CT scan](#)
- 6.1 [absolute dosimetry planning](#)
- 6.2 [therapy planning](#)
- 7.2 & 7.3 [absolute dosimetry: ionisation chamber & TLD measurements](#)
- 7.4 [plan dosimetry: ionisation chamber measurements](#)

A [institution](#)

1	<i>institution name</i>	Kantonsspital St.Gallen
2	<i>contact person</i>	Hans Schiefer
3	<i>- phone number</i>	071 494 22 39
4	<i>- e-mail address</i>	johann.schiefer@kssg.ch

B [treatment machine](#)

1	<i>model / naming at your inst.</i>	Elekta synergy; GRUN	
		Energy [MV]	TPR20,10
2	<i>1st beam</i>	6	0.68
3	<i>2nd beam (if available)</i>	4	0.635
4	<i>3rd beam (if available)</i>	15	0.757

C [TPS and calculation algorithm](#)

1	<i>TPS manufacturer</i>	Varian	comments:	
2	<i>TPS naming/ version number</i>	Eclipse, 7.5.51		
3	<i>calculation algorithm</i>	mod. Batho		
4	<i>treatment technique</i>	static IMRT		

4.6 [CT scan](#)

	1st scan	2nd scan*	
1	<i>manufacturer</i>	GE	<div>comments:</div>
2	<i>type of machine</i>	LightSpeed	
3	<i>slice thickness [mm]</i>	2.5	
4	<i>energy [kV]</i>	120 kV	
5	<i>CTDI [mGy]</i>	25	
6	<i>DLP [mGy x cm]</i>	26	

* if it was unavoidable to repeat the scan

6.1 [absolute dosimetry planning](#)

	energy [MV]	N _i = # MU calcul.	¹ Dose _{Phantom} [Gy]	² Dose _{H₂O} [Gy]
1	1 st energy [MV]	6	248.2	2.005
2	2 nd energy [MV] (if available)	4	264.8	2.012
3	3 rd energy [MV] (if available)	15	220.1	2.006

¹ Dose_{Phantom}

Dose in the phantom calculated with the IMRT inhomogeneity correction when applying N MU (should be as next to 2.000 Gy as possible)

² Dose_{H₂O}

Dose in water when applying N MU in 10 cm depth; FSD = 90.0 cm (calculated without inhomogeneity correction)

Anhang zu 5.8.2.: Questionary des IMRT-Dosimetrievergleiches 2008

6.2 [therapy planning](#)

1 PTV dose prescription method*

median

2 median dose to the PTV*

2.000 Gy

*change entry if you use an other dose prescription method / if the median dose deviates from 2 Gy

3 lateral and vertical isocentre coordinates relative to the CT-coordinate system origin

dx

+1.5cm

dy

-1.5cm

[dose and DVH information](#)

	structure (constraint → comment)	volume[ccm]	parameter	value
4	PTV	550	median dose	2.004 Gy
5			standard deviation	0.070 Gy
6			maximum dose	2.214 Gy
7			% volume getting more than 2.1 Gy	7.0%
8			% volume getting more than 1.9 Gy	92.6%
10	spinal cord	161.7	maximum dose	1.454 Gy
11			% volume getting more than 1.6 Gy	0.0%
			% volume getting more than 1.5 Gy	0.0%
12	both lungs without PTV	4882.1	mean dose	0.268 Gy
13			% volume getting more than 0.7 Gy	17.2%
14	heart	148.5	median dose	0.826 Gy
15			% volume getting more than 1.1 Gy	0.0%
16			% volume getting more than 0.9 Gy	15.7%

¹ % volume

percentage volume

7.2 & 7.3 [absolute dosimetry: ionisation chamber & TLD measurements](#)

1 date of (TLD) irradiation

31.05.2008

	energy [MV]	mini phantom nr.	¹ measured [Gy]
2 1 st energy [MV]	6	1	2.0105
3 2 nd energy [MV] (if available)	4	2	2.0067
4 3 rd energy [MV] (if available)	15	3	2.0151

¹ measured

Dose measured with the ionisation chamber when applying N_i MU

7.4 [plan dosimetry: ionisation chamber measurements](#)

	ionisation chamber measurement position	weight of measurement	dose stated by TPS [Gy]	dose measured by ion. ch. [Gy]
1	Pos1	mandatory	2.132	2.1316
2	Pos2	mandatory	1.888	1.9343
3	Pos3	optional		
4	Pos4	optional	0.682	0.6029

general comments:

Anhang zu 5.8.3.: Report

The SGSMP IMRT intercomparison 08: Results



Institution: Kantonsspital St.Gallen

TPS; algorithm:

Eclipse, 7.5.51; mod. Bat

v.DS0730

PLAN DOSIMETRY: STATED AND MEASURED DOSES FOR TLD POSITIONS

The TPS-stated and TLD-measured doses in the "mini-phantom" are used to calculate a correction factor for systematic deviations (machine calibration and TPS calculation in the phantom). This factor is applied to the TLD measurements shown in table 1. The same procedure is applied to the ionisation chamber measurements by taking into account the calculation and measurement in the position "Pos1" (see Figure 1).

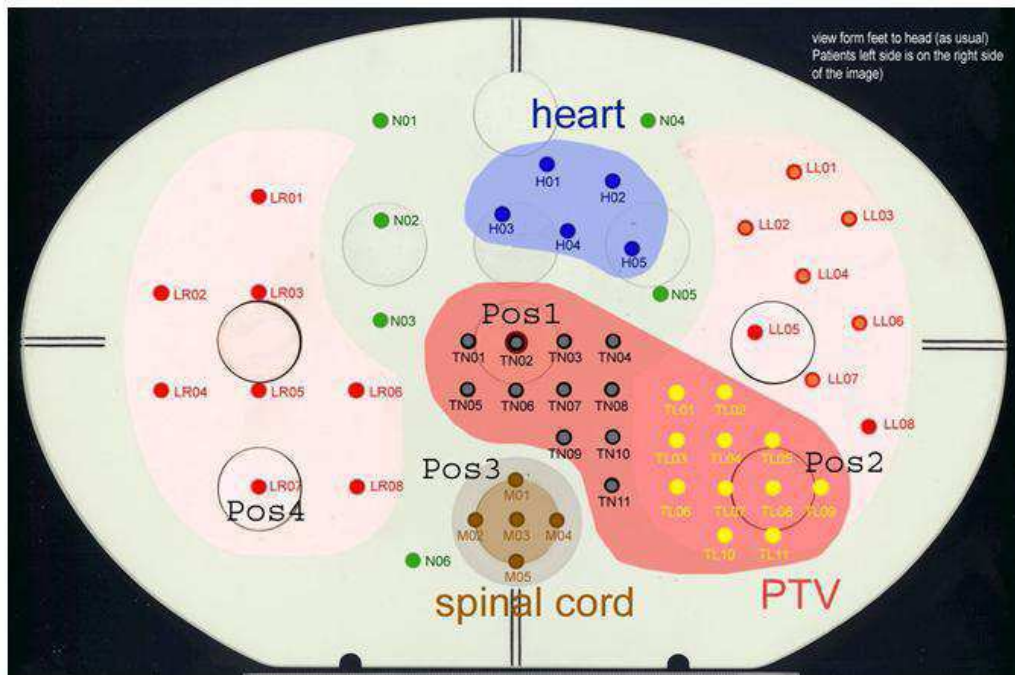


Figure 1: TLD and ionisation chamber measurement positions

group	TLD postions	stated doses from TPS		measurements			evaluation		
		median stated dose [Gy]	stand. dev. of median stated dose [Gy]	dose measured with ionisation chamber [Gy]	dose measured with TLD [Gy]	standard deviation [Gy]	$(D_m - D_s) / (D_{prescribed})$ [%]	mean % difference	mean % absolute difference
G1: Lung right	LR01	0.306	0.004		0.373	0.010	3.4%		
	LR02	0.908	0.012		0.870	0.002	-1.9%		
	LR03	1.016	0.01		0.990	0.009	-1.3%		
	LR04	0.812	0.032		0.763	0.012	-2.5%		
	LR05	0.918	0.006		0.902	0.008	-0.8%		
	LR06	1.108	0.012	Pos4 ↓	1.103	0.003	-0.3%		
	LR07	0.682	0.042	0.600	0.582	0.000	-5.0%		
	LR08	0.762	0.01		0.776	0.002	0.7%		
								-1.0%	2.0%
G2: Normal tissue	N01	0.894	0.014		0.933	0.004	1.9%		
	N02	0.806	0.022		0.839	0.002	1.6%		
	N03	1.322	0.034		1.350	0.002	1.4%		
	N04	0.402	0.034		0.412	0.000	0.5%		
	N05	1.804	0.086		1.933	0.011	6.5%		
	N06	0.82	0.086		0.856	0.014	1.8%		
								2.3%	2.3%

Anhang zu 5.8.3.: Report

G3: Heart	H01	0.748	0.024		0.819	0.004	3.6%		
	H02	0.772	0.014		0.796	0.000	1.2%		
	H03	0.762	0.016		0.793	0.008	1.5%		
	H04	0.876	0.016		0.901	0.006	1.3%		
	H05	0.85	0.01		0.864	0.015	0.7%		
								1.6%	1.6%
G4: Tumor inside normal tissue	TN01	2.02	0.01	Pos1 ↓	2.079	0.019	2.9%		
	TN02	2.132	0.014	2.120	2.200	0.018	3.4%		
	TN03	2.008	0.012		2.092	0.006	4.2%		
	TN04	1.996	0.01		2.037	0.036	2.1%		
	TN05	2.03	0.026		2.121	0.010	4.5%		
	TN06	2.136	0.016		2.183	0.007	2.3%		
	TN07	2.012	0.02		2.025	0.004	0.6%		
	TN08	2.028	0.02		2.064	0.020	1.8%		
	TN09	2.02	0.018		2.036	0.009	0.8%		
	TN10	2.042	0.012		2.042	0.005	0.0%		
	TN11	1.988	0.018		1.987	0.017	0.0%		
								2.1%	2.1%
G5: Myelon	M01	1.314	0.062		1.281	0.020	-1.7%		
	M02	1.09	0.042	Pos3 ↓	1.087	0.003	-0.1%		
	M03	1.07	0.02	no msrmt	1.112	0.003	2.1%		
	M04	1.378	0.066		1.436	0.019	2.9%		
	M05	0.858	0.052		0.814	0.011	-2.2%		
								0.2%	1.8%
G6: Left lung outside tu.	LL01	0.798	0.016		0.823	0.001	1.3%		
	LL02	0.886	0.012		0.901	0.007	0.7%		
	LL03	0.768	0.028		0.749	0.007	-0.9%		
	LL04	0.912	0.042		0.992	0.013	4.0%		
	LL05	1.818	0.04		1.696	0.009	-6.1%		
	LL06	1.124	0.032		1.098	0.005	-1.3%		
	LL07	1.344	0.038		1.363	0.001	0.9%		
	LL08	0.95	0.004		0.996	0.005	2.3%		
								0.1%	2.7%
G7: Tumor inside lung tissue	TL01	2.04	0.02		1.970	0.008	-3.5%		
	TL02	1.98	0.032		1.930	0.003	-2.5%		
	TL03	2.012	0.012		1.976	0.001	-1.8%		
	TL04	1.956	0.01		1.947	0.002	-0.5%		
	TL05	2.056	0.016		1.967	0.004	-4.5%		
	TL06	2.052	0.012		2.028	0.023	-1.2%		
	TL07	1.894	0.01	Pos2 ↓	1.894	0.002	0.0%		
	TL08	1.888	0.012	1.924	1.924	0.005	1.8%		
	TL09	1.924	0.006		1.903	0.014	-1.0%		
	TL10	1.922	0.016		1.954	0.001	1.6%		
	TL11	2.006	0.008		1.970	0.006	-1.8%		
								-1.2%	1.8%
total								0.6%	2.0%

Table 1: Evaluation of the stated and measured doses for all 54 positions and 7 structure groups

STATISTICS FOR STRUCTURES PROVIDED WITH DOSE CONSTRAINTS

volumetric statistics

structure	vol _{inst} [ccm]	vol _{st.Gallen} [ccm]	volume ratio Inst:SG
PTV	550	550	1.000
spinal cord	161.7	161.7	1.000
both lungs (without PTV)	4882.1	4882.1	1.000
heart	148.5	148.5	1.000

Table 1: Volumetric intercomparison for the structures provided with dose constraints

evaluation of dose and DVH information

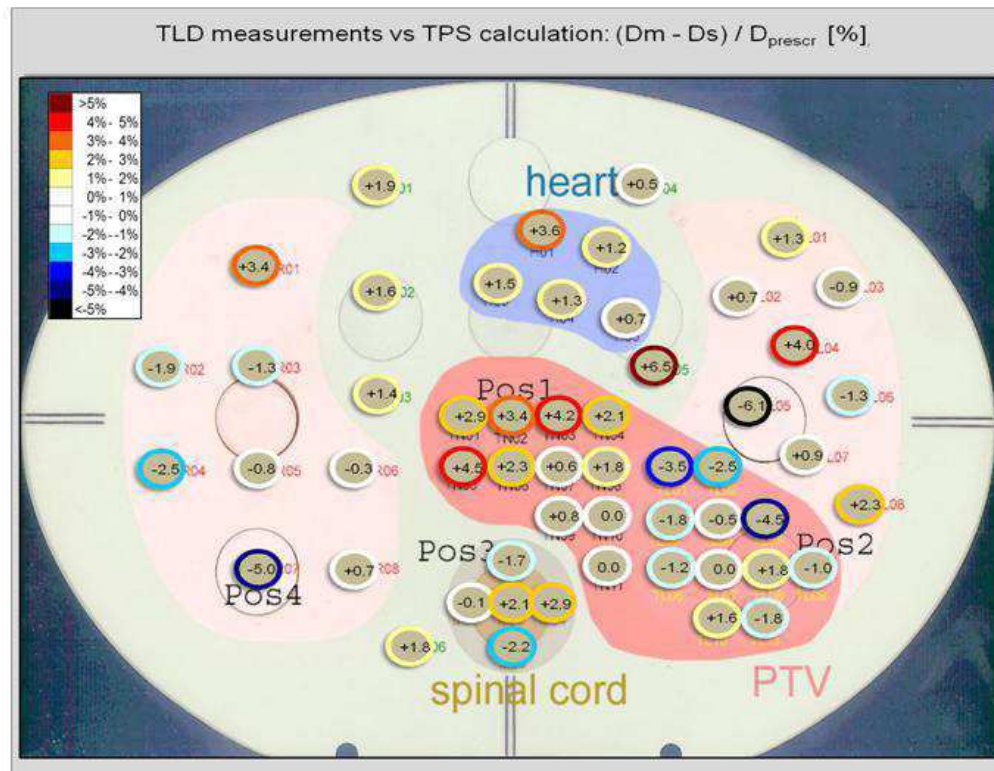


Figure 1: 1st graphic representation of the difference of the TLD measured dose and the TPS stated dose, $(D_m - D_s) / D_{prescr.}$ relative to the prescribed dose, $D_{prescr.}$

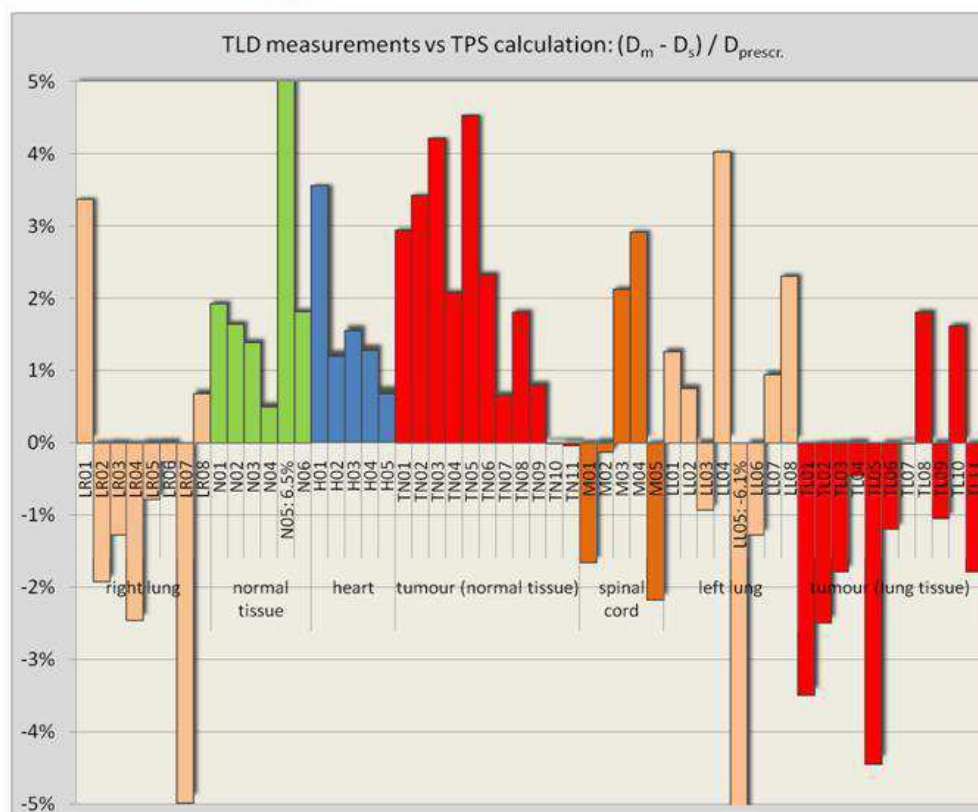


Figure 1: 2nd graphic representation of the difference of the TLD measured dose and the TPS stated dose, $D_m - D_s$ relative to the prescribed dose

Anhang zu 5.8.3.: Report

structure	parameter	constraint	TPS calculation
PTV	median dose [Gy]	2.00 Gy	2.004 Gy
	standard deviation [Gy]		0.070 Gy
	maximum dose [Gy]		2.214 Gy
	% vol. getting more than 2.1 Gy [%]		7.0%
	% vol. getting more than 1.9 Gy [%]		92.6%
spinal cord	maximum dose [Gy]	1.50 Gy	1.454 Gy
	% vol. getting more than 1.6 Gy [%]		0.0%
	% vol. getting more than 1.7 Gy [%]		0.0%
both lungs \ PTV	mean dose [Gy]		0.268 Gy
	% vol. getting more than 0.7 Gy [%]		17.2%
heart	median dose [Gy]	1.10 Gy	0.826 Gy
	% vol. getting more than 1.1 Gy [%]		0.0%
	% vol. getting more than 0.9 Gy [%]		15.7%

Table 2: Dose statistics for the structures provided with constraints: The "TPS calculation" values are stated by the institution.

EVALUATION OF THE ABSOLUTE DOSIMETRY

	energy [MV]	Dm/Ds: IoCha	Dm/Ds: TLD
1 st energy [MV]	6	1.003	1.024
2 nd energy [MV] (if available)	4	0.997	1.004
3 rd energy [MV] (if available)	15	1.004	1.025

Table 3: Measured and stated dose ratios for the TLD and the ionisation chamber measurements. The ratios have been used above (Table 1 and 2) to correct the doses measured in the phantom for systematic deviations caused by the machine calibration or the TPS calculation.

EVALUATION OF THE FILM MEASUREMENTS

criteria are: 3 mm & 3 % / 5 mm & 5 %.

The following evaluation considers TLD, ionisation chamber and film measurements on two profiles shown in figure 2. The film measurements are scaled to the TLD measurements by minimizing the mean absolute difference between the TLD and film measurements. For this scaling, all PTV-TLD lying on the considered profile will be included.

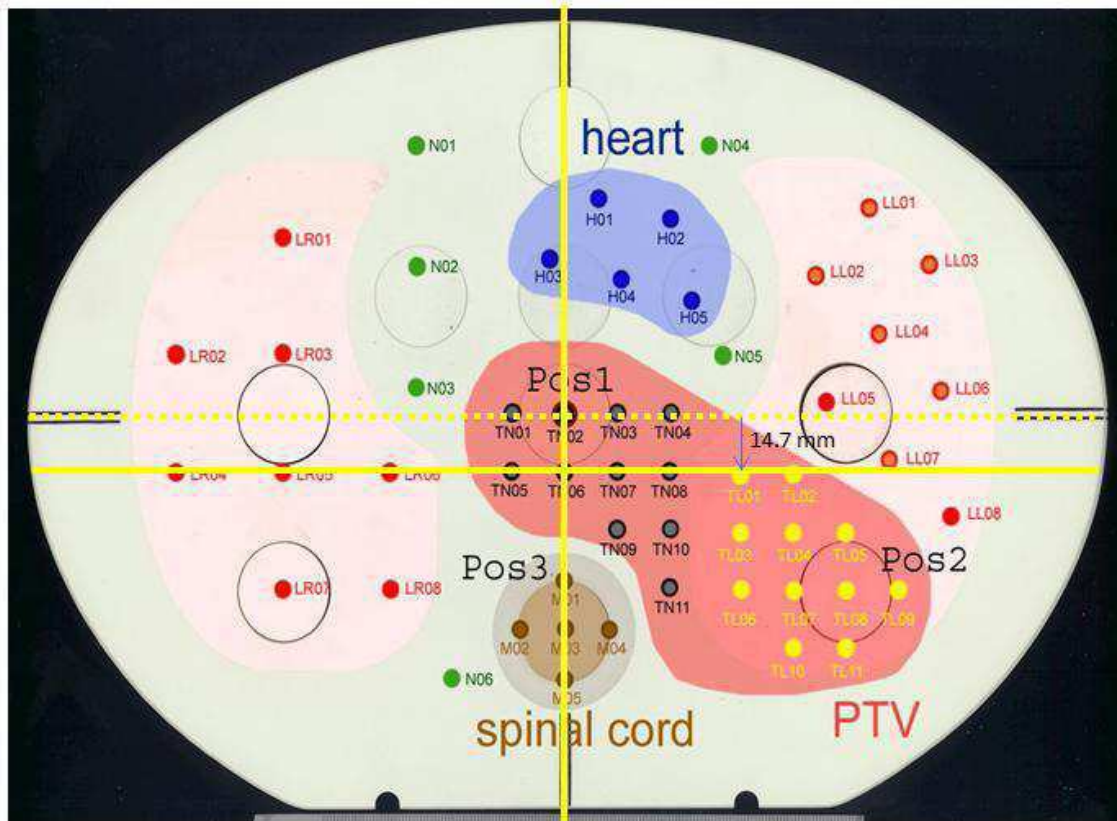


Figure 2: Positions of the horizontal left-right and the vertical bottom-top profiles (yellow lines).

Anhang zu 5.8.3.: Report

numerical intercomparison of film- TLD and ionisation chamber msmts versus TPS calculation

profile	TLD-Position	profile coordinate [mm]	stated by TPS calculation		standard deviation of median dose on TLD positions [Gy]	standard deviation of TLD msmt [Gy]	measurements		
			TPS: median dose on TLD positions [Gy]	TPS: point dose on TLD positions from profile [Gy]			TLD msmt [Gy]	film msmt scaled on TLD msmt [Gy]	ionisation Chamber msmt [Gy]
Left-Right	LR04	-108.7	0.812	0.822	0.032	0.012	0.763	0.760	
	LR05	-78.7	0.918	0.928	0.006	0.008	0.902	0.854	
	LR06	-48.8	1.108	1.116	0.012	0.003	1.103	1.061	
	TN05	-15	2.030	2.069	0.026	0.010	2.121	2.150	
	TN06	-0.3	2.136	2.138	0.016	0.007	2.183	2.181	
	TN07	14.5	2.012	2.033	0.020	0.004	2.025	2.090	
	TN08	29	2.028	2.03	0.020	0.020	2.064	2.012	
	TL01	46.7	2.040	2.006	0.020	0.008	1.970	1.928	
Bottom-Top	TL02	61.5	1.980	2.04	0.032	0.003	1.930	1.933	
	M05	-52.6	0.858	0.796	0.052	0.011	0.814	0.757	
	M03	-39.9	1.070	1.044	0.020	0.003	1.112	1.082	
	M01	-27.4	1.314	1.235	0.062	0.020	1.281	1.281	
	TN06	0	2.136	2.141	0.016	0.007	2.183	2.187	
	TN02	14.7	2.132	2.157	0.014	0.018	2.200	2.199	2.120

profile	TLD-Position	profile coordinate [mm]	differences			rel. st.dev. of differences (for film: 1%)		
			(TLD msmt - TPS median) / Dmedian [%]	(film msmt - TPS median) / Dmedian [%]	(film msmt - TLD msmt) / Dmedian [%]	St.Dev. of (TLD msmt - TPS median) / Dmedian [%]	St.Dev. of (film msmt - TPS median) / Dmedian [%]	St.Dev. of (film msmt - TLD msmt) / Dmedian [%]
Left-Right	LR04	-108.7	-2.5%	-2.6%	-0.2%	2.2%	2.0%	1.0%
	LR05	-78.7	-0.8%	-3.2%	-2.4%	0.7%	0.7%	0.8%
	LR06	-48.8	-0.3%	-2.3%	-2.1%	0.8%	1.1%	0.7%
	TN05	-15	4.5%	6.0%	1.5%	1.8%	2.4%	1.6%
	TN06	-0.3	2.3%	2.2%	-0.1%	1.2%	1.9%	1.5%
	TN07	14.5	0.6%	3.9%	3.2%	1.2%	2.0%	1.2%
	TN08	29	1.8%	-0.8%	-2.6%	2.0%	2.0%	2.0%
	TL01	46.7	-3.5%	-5.6%	-2.1%	1.4%	2.0%	1.4%
Bottom-Top	TL02	61.5	-2.5%	-2.4%	0.1%	1.8%	2.6%	1.1%
	M05	-52.6	-2.2%	-5.1%	-2.9%	3.1%	3.0%	0.9%
	M03	-39.9	2.1%	0.6%	-1.5%	1.2%	1.5%	0.7%
	M01	-27.4	-1.7%	-1.7%	0.0%	4.1%	3.7%	1.6%
	TN06	0	2.3%	2.5%	0.2%	1.2%	1.9%	1.5%
	TN02	14.7	3.4%	3.3%	-0.1%	1.6%	1.8%	2.0%

Table 3: Measurement and calculation for the TLD positions. The difference of the median dose and the dose obtained from the profile is due to the different number of voxels used for the calculation.

graphical intercomparison of film- TLD and ionisation chamber msmts versus TPS calculation

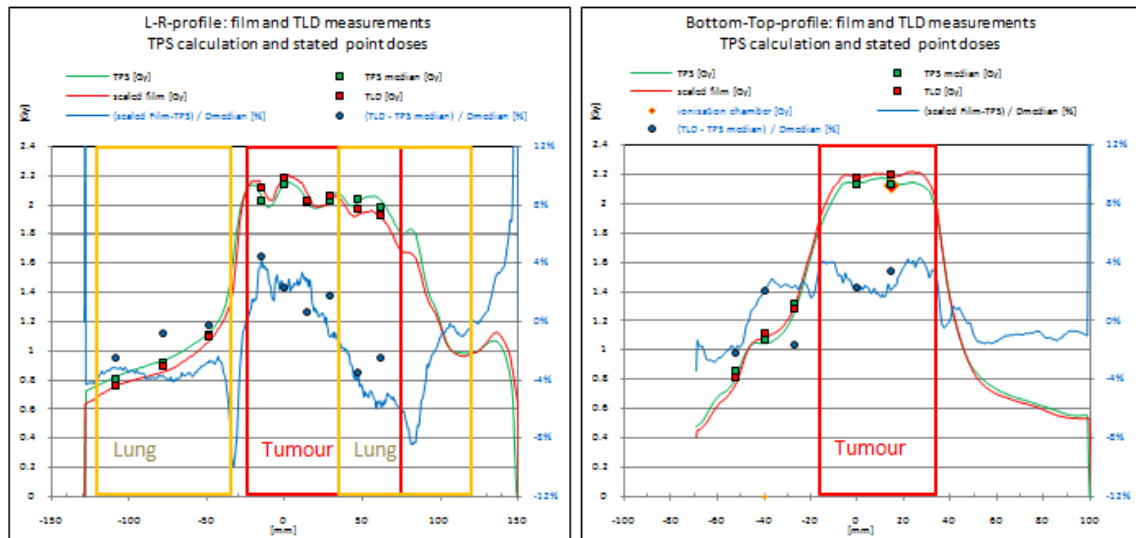


Figure 3: Graphical intercomparison, including profiles from film measurement and TPS calculation.

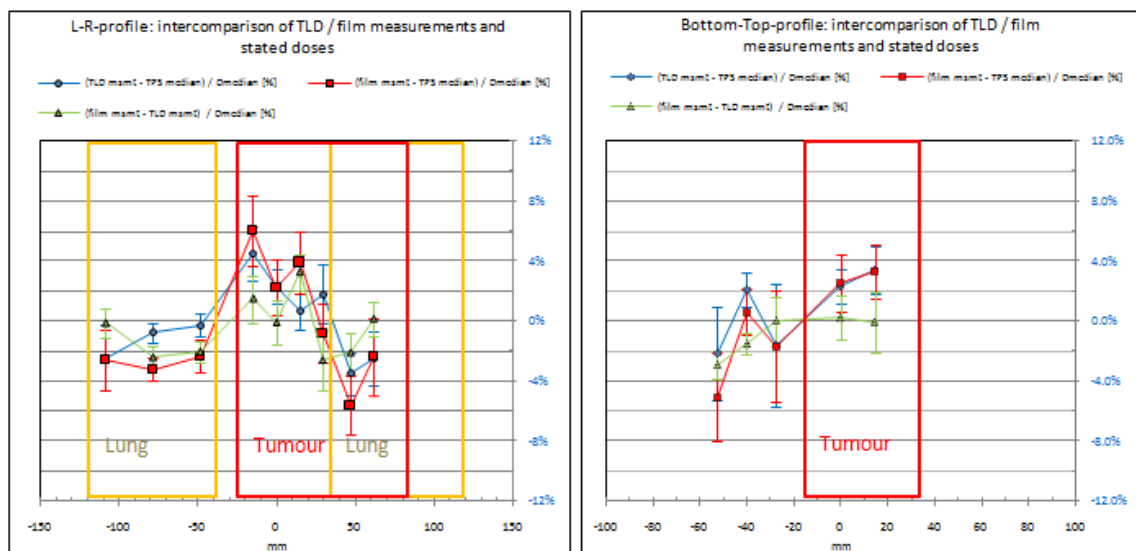


Figure 4: Graphical representation of measurements and calculation

coordinates of the structure limits on the profiles (see figure 3 and figure 4):

profile from left to right:

left lung	-120 mm	-35 mm
right lung	35 mm	120 mm
tumor	-25 mm	73 mm

profile from bottom to top:

tumor	-16 mm	33 mm
-------	--------	-------

Evaluation done by

Hans Schiefer (johann.schiefer@kssg.ch) and Wolf Seelentag (wolf.seelentag@kssg.ch)

Klinik für Radio-Onkologie

Kantonsspital St.Gallen

H. Schiefer

W. Seelentag

Evaluation Date: 07.06.2008

